

**Evaluierung der Ultraschall-3D-Topmetrie (zebris®) im Vergleich zur
Funktionsradiographie der Lendenwirbelsäule**

**Dissertation
Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Torsten Will
geboren am 08. September 1975 in Saalfeld/ Saale

1. Dezember 2004

Erster Gutachter:.....

Zweiter Gutachter:.....

Dritter Gutachter:.....

Tag der öffentlichen Verteidigung:.....

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	VI
 <u>Zusammenfassung</u>	 1
 <u>1. Einleitung</u>	 3
1.1 Epidemiologie lumbaler Rückenbeschwerden.....	3
1.2 Spondylolisthesis.....	4
1.3 Messung von funktionellen Wirbelsäulenstörungen.....	5
1.4 Methoden zur Messung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit.....	8
1.5 Messung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit mittels lumbaler 3D- Bewegungsanalyse	11
1.6 Qualitätskriterien eines Messverfahrens.....	12
 <u>2. Zielstellungen</u>	 15
2.1 Reliabilität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse	15
2.1.1 Intra-Rater Reliabilität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse.....	15
2.1.2 Intra-Rater Reliabilität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse in Abhängigkeit vom Body-Mass-Index.....	16
2.1.3 Intra-Session Reliabilität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse in Abhängigkeit von einer röntgenologisch ermittelten segmentalen Instabilität.....	16
 2.2 Validität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse	17
2.2.1 Konstruktvalidität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse im Vergleich zur klinischen Bewegungsmessung, zum Schmerz und zur funktions- bezogenen Lebensqualität.....	17
2.2.2 Kriteriumsvalidität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse im Vergleich zur Taststift-Funktionsprüfung und zur Röntgenfunktionsuntersuchung.....	17

2.3 Sensitivität und Spezifität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse.....	17
2.3.1 Sensitivität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse im Vergleich zum LWS - Funktionsröntgen.....	17
2.3.2 Spezifität der lumbalen 3D Bewegungsanalyse im Vergleich zum LWS - Funktionsröntgen.....	18
2.4 Prüfung der LWS-Beweglichkeitsausmaße.....	18
2.4.1 Bewegungsausmaße bei Patienten mit Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität.....	18
2.4.2 Einordnung der durch- 3D Bewegungsanalyse ermittelten lumbalen Bewegungs- ausmaße bei Patienten mit Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität im Vergleich zu anderen Messverfahren.....	19
<u>3. Patienten und Methoden</u>.....	19
3.1 Patienten.....	19
3.2. Messmethoden und Messdurchführung.....	21
3.2.1 Gebräuchliche Verfahren.....	21
3.2.2 Messmethode der ultraschallbasierten 3D Bewegungsanalyse.....	23
3.2.3 Messkonfiguration 3D Bewegungsanalyse an der Lendenwirbelsäule.....	24
3.2.4 Messdurchführung bei Patienten mit Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität.....	28
3.3 Datenverarbeitung.....	32
3.4 Statistische Methoden.....	37
3.4.1 Prüfung der LWS-Beweglichkeit.....	37
3.4.2 Prüfung der Reliabilität.....	38
3.4.3 Prüfung der Validität.....	39
3.4.4 Prüfung der Sensitivität und Spezifität.....	40
3.4.5 Ermittlung von Normwerten.....	40

<u>4. Ergebnisse</u>	41
4.1 Reliabilitätsuntersuchung	41
4.1.1 Intra-Rater Reliabilität der Bewegungsmessung.....	41
4.1.2 Intra-Rater Reliabilität und Body-Mass-Index.....	44
4.1.3 Intra-Rater Reliabilität und segmentale lumbale Instabilität.....	45
4.2 Validitätsuntersuchung	46
4.2.1 Zusammenhang von 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern, klinischen Daten, Schmerzbewertung und Lebensqualität.....	46
4.2.2 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern im Vergleich zur 3D-Bewegungs- analyse als Taststiftmessung und Röntgenfunktionsanalysen.....	48
4.3 Untersuchung der Sensitivität und Spezifität	50
4.3.1 Sensitivität der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	50
4.3.2 Spezifität der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	50
4.4 LWS-Beweglichkeitsausmaße	51
4.4.1 Ausmaß der lumbalen Beweglichkeit bei 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	51
4.4.2 Vergleich der Bewegungsausmaße der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern mit anderen Messverfahren.....	54
<u>5. Diskussion</u>	55
5.1 Bewertung der Reliabilität der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	55
5.2 Bewertung der Validität der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	61
5.3 Bewertung der Sensitivität und der Spezifität der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	63
5.4 LWS-Beweglichkeitsausmaße bei der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern..	65
5.5 Fehlerbetrachtung zur 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern.....	66
5.6 Vergleich der 3D-Bewegungsanalyse mit Einzelmarkern mit anderen Messmethoden.....	68

6. Schlussfolgerungen..... 71

6.1 Beantwortung der Fragestellungen..... 71

6.2 Klinische Relevanz der
Ergebnisse..... 75

6.3 Perspektiven für mögliche Anwendungen der 3D-Bewegungsanalyse..... 75

Literaturverzeichnis..... 76

Danksagung

Ehrenwörtliche Erklärung

Lebenslauf

Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Dreidimensionales Koordinatensystem (aus Penning 2000)
- Abbildung 2:** 3D-Darstellung der Bewegungsmöglichkeiten eines Wirbelkörpers (aus Dvorak 1997)
- Abbildung 3:** mögliche Anwendungen vom zebris®-System in der Praxis
- Abbildung 4:** schematische Anordnung der Einzelmarker über den Dornfortsätzen L2 bis S2 seitlich
- Abbildung 5:** Darstellung des 3-D-BAS zebris CMS 70 P, Messkomponenten
- Abbildung 6:** Messaufbau 3D-Single Lumbar Messung
- Abbildung 7:** Markerset 3D-Bewegungsfunktionsanalyse (3D-SL), 8 US-Oberflächenmarker
- Abbildung 8:** Lage der Ultraschallsender im Röntgenbild: a.p. Projektion, Patient # 35
- Abbildung 9:** Messung des Bewegungsausmaßes sowie Untersuchung auf intersegmentale Verschieblichkeit in Anteflexion
- Abbildung 10:** Funktionsprüfung LWS, 3D-PM, in Anteflexion
- Abbildung 11:** Darstellung eines Messbildes (exemplarisch) der D-SL aus dem Analyseprogramm „win spine v1.38“
- Abbildung 12:** Beispiel für einen Single lumbar Report (Teil I) (exemplarisch) der 3D-SL aus dem Analyseprogramm „win spine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad
- Abbildung 13:** Beispiel für einen Single lumbar Report (Teil II) (exemplarisch) der 3D-SL aus dem Analyseprogramm „win spine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Abbildung 14: Beispiel für einen Pointer Mobility Report (Teil I) (exemplarisch) der 3D-PM aus dem Analyseprogramm „winspace v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Abbildung 15: Beispiel für einen Pointer Mobility Report (Teil II) (exemplarisch) der 3D-PM aus dem Analyseprogramm „winspace v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Abbildung 16: ROC-Kurve, 3D-SL

Abbildung 17: 3D-Bewegungsanalyse der LWS, zebris CMS 70P, 3D-SL, LWS-Beweglichkeit: Boxplots, Bewegungsausmaße in der Sagittalebene

Abbildung 18: 3D-Bewegungsanalyse der LWS, zebris CMS 70P, 3D-SL, LWS-Beweglichkeit: Boxplots, Bewegungsausmaße in der Frontalebene

Tabellenverzeichnis:

Tabelle 1: Verschiedene Messverfahren zur dynamischen Bewegungsmessung der Lendenwirbelsäule

Tabelle 2: Charakterisierung der Stichprobe

Tabelle 3: klinische Stichprobencharakteristika

Tabelle 4: Bewertung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten (ICC) nach Bogduk

Tabelle 5: Intra-Session-Reliabilität 3D-SL, n=45, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC-, obere und untere Grenze, Anteflexion

Tabelle 6: Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Retroflexion

- Tabelle 7:** Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Links Lateralflexion
- Tabelle 8:** Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Rechts Lateralflexion
- Tabelle 9:** Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit niedrigem BMI < 28, n=23 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion
- Tabelle 10:** Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit hohem BMI > 28, n=22 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion
- Tabelle 11:** Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit im Röntgen nachgewiesener Stabilität, n= 26, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion
- Tabelle 12:** Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit im Röntgen nachgewiesener Instabilität, n=11, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion
- Tabelle 13:** Korrelation 3D-SL – Klinik (Goniometer), 3D-SL, n=44, Flexion, Extension, ROM, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz
- Tabelle 14:** Korrelation 3D-SL – Klinik (Schober), 3D-SL, n=44, Flexion, Extension, ROM, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz
- Tabelle 15:** Korrelation 3D-SL – Visuelle Analog Skala (VAS), n=45, Flexion, Extension, ROM, jeweils größte Winkeländerung der LWS, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz
- Tabelle 16:** Korrelation 3D-SL – Oswestry (D-SL, ODQ), n=45, Flexion, Extension, ROM, jeweils größte Winkeländerung der LWS, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz
- Tabelle 17:** Korrelation 3D-SL – 3D-PM, n=44, Flexion, Extension, ROM, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz, Sagittalbewegungen lumbal

VIII

- Tabelle 18:** Korrelation (3D-SL, 3D-PM), n=44, Flexion, Extension, ROM, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz, Sagittalbewegungen pelvical
- Tabelle 19:** Korrelation 3D-SL (jeweils größte Winkeländerung der LWS) – Funktionsröntgen (Abweichung in metrischen Maßen), n=45, Pearson-Korrelationskoeffizient, Signifikanz
- Tabelle 20:** 3D-Bewegungsanalyse der LWS, 3D-SL, zebris® CMS 70P, Single lumbar, Lendenwirbelsäulen-beweglichkeit (Bewegungsausmaße in Grad)
- Tabelle 21:** intersegmentale Beweglichkeit LWS (in Grad), 3D-SL, Flexion, Extension, ROM, n=45
- Tabelle 22:** Vergleich der 3D-SL mit anderen Methoden (Literaturangaben), invasive und nichtinvasive Methoden

Abkürzungsverzeichnis

3D-BAS zebris CMS 70P	3D-Bewegungsanalysesystem der Firma zebris®
3D-PM	Taststiftmessung
3D-SL	Einzelmarkeranordnung für die Lendenwirbelsäule
3D-Topometrie	Ultraschall Bewegungsmessung
95%C.I.	95%iges Konfidenzintervall
a.p.	anterior-posterior Strahlengang
ANOVA	Varianzanalyse
BMI	Body Mass Index
d.h.	das heißt
Ex	Extension
Flex	Flexion
Hrsg.	Herausgeber
ICC	Intraklassen-Korrelations-Koeffizient
KI	Konfidenzintervall
L1-L5	Lendenwirbelkörper 1-5
Lower	untere Grenze
LWS	Lendenwirbelsäule
MW	Mittelwert
n, N	Anzahl
ODQ	Oswestry Fragebogen
ROM	Bewegungsumfang
S1-S2	Sakralwirbelkörper 1-2
SAW	Standardabweichung
Tripple Lumbar	Dreifachmarkeranordnung für die Lendenwirbelsäule
Upper	obere Grenze
v.a.	vor allem
V.a.	Verdacht auf
VAS	Visuelle Analog Skala
z.B.	zum Beispiel

Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurde die Reliabilität der 3D-SL (zebris CMS 70P) unter verschiedenen Gesichtspunkten anhand von Patienten mit Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule geprüft.

Die Reproduzierbarkeit für LWS-Beweglichkeitsmessungen mittels 3D-SL an o.g. Patienten konnte für die Hauptbewegung Anteflexion als sehr gut bis exzellent eingeschätzt werden.

Unter Einbeziehung der körperlichen Konstitution wurden für Patienten mit höherem BMI schlechtere Übereinstimmungen als für jene, mit niedrigerem BMI erzielt.

Ebenfalls schlechtere Zuverlässigkeiten wurden für Patienten mit röntgenologisch nachgewiesener Instabilität als für Patienten mit nachweislich stabilen LWS-Verhältnissen gefunden.

Bei der Untersuchung auf Gültigkeit der Methode gelang es Korrelationen für die Anteflexionsbewegungen der LWS zu klinischen Funktionsmessungen wie Goniometer-Messung und Schober-Erhebung auf einem hohen signifikanten Niveau herzustellen. Zur neuartigen Untersuchung der LWS-Beweglichkeit mittels 3D-PM fanden sich ebenfalls Zusammenhänge.

Die 3D-SL intendiert nicht als hochspezifischer Test zu fungieren, bemerkenswert ist jedoch die hohe Sensitivität des Messverfahrens.

Erstmals wurde das Bewegungsausmaß der Lendenwirbelsäule bei Patienten mit spezieller klinischer Fragestellung ermittelt. Die Kohorte (n = 45, 22 männlich, Alter 22-85 Jahre) bot eine mittlere Beweglichkeit der LWS in Anteflexion und Retroflexion von 20 bzw. 7 Grad, was zu einer ROM von 27 Grad führte.

Die Seitneigebewegungen erbrachten mit jeweils 10 Grad für beide Seiten ähnliche Werte und eine Gesamtbeweglichkeit in der Frontalebene von 20 Grad.

Die dargestellten Werte liegen vor allem patientenbedingt unter den in der Literatur beschriebenen Probanden-Messungen oder Erhebungen durch andere Untersuchungsmethoden.

Die 3D-SL mit dem System zebris® CMS 70P stellt eine reliable, nichtinvasive und praktikable Methode zur Untersuchung der LWS-Beweglichkeit bei Patienten mit V.a. segmentale lumbale Instabilität dar.

Anhand der vorliegenden Studienergebnisse kann die 3D-SL für Messungen des Bewegungsausmaßes und der Erfassung der segmentalen Instabilität im Rahmen von Screeninguntersuchungen als Alternative zu Röntgen-Funktions-Untersuchungen empfohlen werden.

Nach der schon begonnenen Verbesserung der segmentalen Zuordnung könnte die Methode zu einem wertvollen Werkzeug in der präventiven LWS-Diagnostik werden.

1. Einleitung

1.1 Epidemiologie von Rückenschmerzen

Die Häufigkeit von Rückenleiden vor allem im Lendenwirbelsäulenbereich stellt ein wichtiges medizinisches Problem in den Industrienationen dar. In letzter Zeit wird die Problematik von Lendenwirbelsäulensyndromen häufig auch als „epidemisch“ bezeichnet, da zunehmend mehr Patienten unter den verschiedenen Formen von Rückenschmerzen leiden.

In mehreren Studien (Gomez et al. 1991; Anderson 1998 und 1999; Casser et al. 1999; Loney et al. 1999; Maniadakis und Gray 2000; Nachemson 2001) wurde die Prävalenz lumbaler Rückenschmerzen („low back pain“) zwischen 15 bis 45% angegeben.

Zu jedem Zeitpunkt leiden in Deutschland etwa 40% aller Erwachsenen zwischen 25 und 74 Jahren und im Laufe eines Jahres fast 75 Prozent der Menschen an Rückenschmerzen (Schumacher und Brähler 1999; Resch 2000).

In einem Großteil der Fälle kommt es zu spontaner oder therapeutisch unterstützter Besserung, jedoch in einem nicht unerheblichen Anteil (ca. 10 %) muss man mit einer Chronifizierung der Rückenschmerzen rechnen (MUL 2001; Nachemson 2001).

Mittlerweile bilden Lendenwirbelsäulenbeschwerden den Hauptanteil an Wirbelsäulenerkrankungen (Wagenhäuser 2000) und stellen eine der häufigsten Ursachen für erhebliche Aktivitätseinschränkungen im erwerbsfähigen Alter (Kohles et al. 1990; Battié et al. 1990; Andersson 1998 und 1999; Maniadakis und Gray 2000) und schlussfolgernd eine der wichtigsten Gründe für ambulante Vorstellungen und Krankenhauseinweisungen dar.

In Deutschland werden zirka ein Sechstel aller Arbeitsunfähigkeitsfälle und zirka ein Drittel aller medizinischer Rehabilitationsmaßnahmen durch lumbale Rückenleiden verursacht (Raspe 1993; Raspe und Kohlmann 1994). Aus diesen Angaben leitet sich ein sozioökonomisches Problem ab.

Um die krankheitsbedingten Ausfälle zu kompensieren und den erforderlichen medizinischen Aufwand zu gewährleisten sind hohe direkte und indirekte, oder Folgekosten zu begleichen. Die Ausgaben aufgrund von Rückenleiden, besonders der Lendenwirbelsäule, stiegen in den letzten Jahren auf schätzungsweise 40 Milliarden DM (entspricht ca. 20 Milliarden Euro) (Medizinische Universität Lübeck 2001), wobei die chronischen Verläufe einen Hauptanteil an den hohen Gesundheitsausgaben ausmachen (Gomez et al. 1991; Schochat und Jäckel 1998; Casser et al. 1999).

Aus den genannten Gründen ist es notwendig, möglichst frühzeitig organische Korrelate für Rückenbeschwerden zu diagnostizieren, um rechtzeitig und effektiv therapieren zu können.

Die dafür eingesetzte Diagnostik (Assessments) muss bestimmten Anforderungen hinsichtlich der Testgüte wie Zuverlässigkeit (Reliabilität), Gültigkeit (Validität) und Verlaufsempfindlichkeit (Veränderungssensitivität) genügen (Schreiber et al. 1999) und auch praktikabel, objektiv, sicher und kosteneffizient sein.

Des weiteren sollte sie im Idealfall in der Eruierung von Ursachen der Erkrankung, der Festlegung therapeutischer und rehabilitativer Maßnahmen, bei der Beurteilung einer funktionsbezogenen Alltagsaktivität, aber auch in der präventiven Diagnostik, beispielsweise als Screening-Verfahren Anwendung finden.

1.2 Spondylolisthesis

Spondylolisthesis (deutsch: Wirbelgleiten) tritt nach Jäger und Wirth (2001) bei ca. 4-6 % der erwachsenen Bevölkerung Deutschlands auf. Dabei handelt es sich um eine Verschiebung zweier benachbarter Wirbelkörper gegeneinander, welche sich in allen Bewegungsrichtungen und -ausmaßen der Wirbelsäule verstärken oder vermindern kann.

Oftmals ist diese Erkrankung nur diskret symptomatisch und wird von den betroffenen Patienten nicht bemerkt, wenn Symptome auftreten, liegt meist eine fortgeschrittene Pathologie vor.

Ein Zeichen der Spondylolisthesis ist beispielsweise die Hypomobilität der Wirbelsäule sowie die vermehrte Lendenwirbelsäulenlordose. Im Vordergrund stehen zumeist Kreuzschmerzen (Low back pain). Die Beschwerden werden meist bei vermehrter Lordose (Extensionsbewegung) verstärkt und vermindern sich bei Flexionsbewegung.

In diagnostischer Hinsicht zählten bisher die Nativ-Röntgenuntersuchung, gemeinsam mit den seitlichen Funktionsaufnahmen in Extensions- und Flexionsbewegung zum Gold-Standard. Hierbei werden die Wirbelkörperverschiebungen in Distanzmaßen oder die Wirbelkörperverschiebung zur Komplettverschiebung in Winkelgraden angegeben.

1.3 Messung von funktionellen Wirbelsäulenstörungen

Neben Schmerzen sind Funktionsstörungen der Wirbelsäule die hauptsächlichen Symptome bei Rückenschmerzpatienten.

Unter funktionellen Wirbelsäulenstörungen muss man spezifische (anatomisch strukturell oder biomechanisch bedingte) Funktionsstörungen und eher nicht-spezifische Wirbelsäulensyndrome, wie von Nachemson 2000 definiert, unterscheiden.

In der vorliegenden Arbeit galt es, Untersuchungen in bezug auf spezifische Funktionsstörungen der Wirbelsäule durchzuführen.

Zur Differenzierung der Störungsmuster, vor allem im Lumbalbereich, dienen verschiedene klinische Untersuchungen. Hierzu gehören die Inspektion der Patienten in Ruhe und Neutralstellung, in verschiedenen Bewegungsmustern, was erste Hinweise auf funktionelle Wirbelsäulenstörungen geben kann. In der Vergangenheit wurden zahlreiche klinisch-apparative Methoden entwickelt, untersucht und optimiert (Marras und Fattalah 1992; Murrell et al. 1993; Uhlemann 2001). Zur Quantifizierung von Funktionsstörungen werden die Bewegungsausmaße („range of motion“ - ROM) der gesamten Wirbelsäule als Globalmaß erfasst. Weiterhin bedient man sich des Schober-Maßes. Dabei wird die Bewegungseinschränkung der Lendenwirbelsäule durch Aufsetzen einer Hautmarke über dem Dornfortsatz S1 und einer Zweiten 10 cm kranialwärts gemessen, es vergrößert sich der Abstand in maximaler Vorneige um ca. 5 cm und in maximaler Rückneige verkürzt sich der Abstand um ca. 2 cm. Eine Minimierung der Messwerte deutet auf eine Bewegungseinschränkung hin. Anhand der gewonnenen Werte kann man im Vergleich zu Daten der Normal-Population die Beweglichkeitseinschränkung des Patienten einschätzen, sowie den Krankheitsverlauf, bzw. den Erfolg der Therapie dokumentieren und bewerten. (Mayer et al. 1984; Keeley et al. 1986; Boline et al. 1992; Dopf et al. 1994; Kienbacher et al. 1995; Mayer et al. 1995; Sachse und Schildt-Rudloff 2000).

Aufgrund der apparativ erhobenen Messdaten und einer sich daraus ergebenden Vergleichbarkeit erfährt auch die medizinische Begutachtung, besonders auf orthopädisch-traumatologischen sowie sportmedizinischem Sektor, Unterstützung. (Mayer et al. 1995; Nitschke et al. 1999). Es wird zunehmend möglich, anatomisch und biomechanisch bedingte Wirbelsäulenstörungen genauer zu definieren und quantifizieren und auch gegen die schon erwähnten nicht spezifischen Wirbelsäulensyndrome abzugrenzen.

Im Unterschied zu den ROM-Messungen an Extremitätengelenken, gestaltet sich die Erhebung der Daten für die Wirbelsäule jedoch erheblich schwieriger. Gründe sind beispielsweise die schlechtere Zugänglichkeit zu den Gelenken, die lediglich indirekte Messbarkeit der Beweglichkeiten der Wirbelgelenke und der Einfluss zahlreicher Nebenbewegungen zwischen den einzelnen Segmenten der Wirbelsäule (Dvorak et al. 1997).

Ein Segment der Wirbelsäule besteht aus zwei benachbarten Wirbelkörpern und den dazugehörigen Strukturen, wie den Zwischenwirbelscheiben, den paarigen Wirbelbogengelenken, den paarigen Foramina intervertebralia und den Ligamenten. (Kapandji 1992; Sachse 1994; Bogduk 2000).

Abbildung 1 stellt ein dreidimensionales Koordinatensystem dar, welches die Bewegungsachsen und Bewegungsebenen eines Wirbelkörpers, eines Wirbelsäulensegmentes und der Wirbelsäule beschreiben hilft.

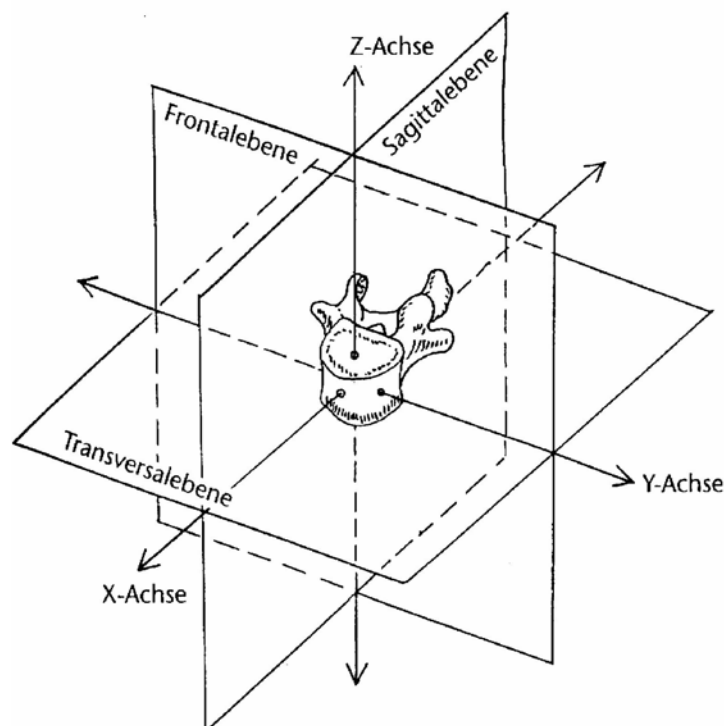


Abbildung 1: Dreidimensionales Koordinatensystem (aus Penning 2000)

Hauptbestandteil des Koordinatensystems sind drei senkrecht aufeinander stehende Hauptachsen (x,y,z), welche die Hauptbewegungsrichtungen eines Körpers beschreiben (Frontalebene, Sagittalebene, Transversalebene).

Die einzelnen Bewegungen in den Segmenten werden durch Rotationsbewegungen um die jeweiligen Achsen veranschaulicht.

Nach (White und Panjabi 1978; Dvorak et al. 1997) sind für die Lendenwirbelsäule die nachfolgenden Hauptbewegungen definiert:

- Frontalebene: Lateralflexion (Seitneige) nach rechts und links
- Sagittalebene: Ante- und Retroflexion (bzw. Flexion und Extension)
- Transversalebene: axiale Rotation nach rechts und links.

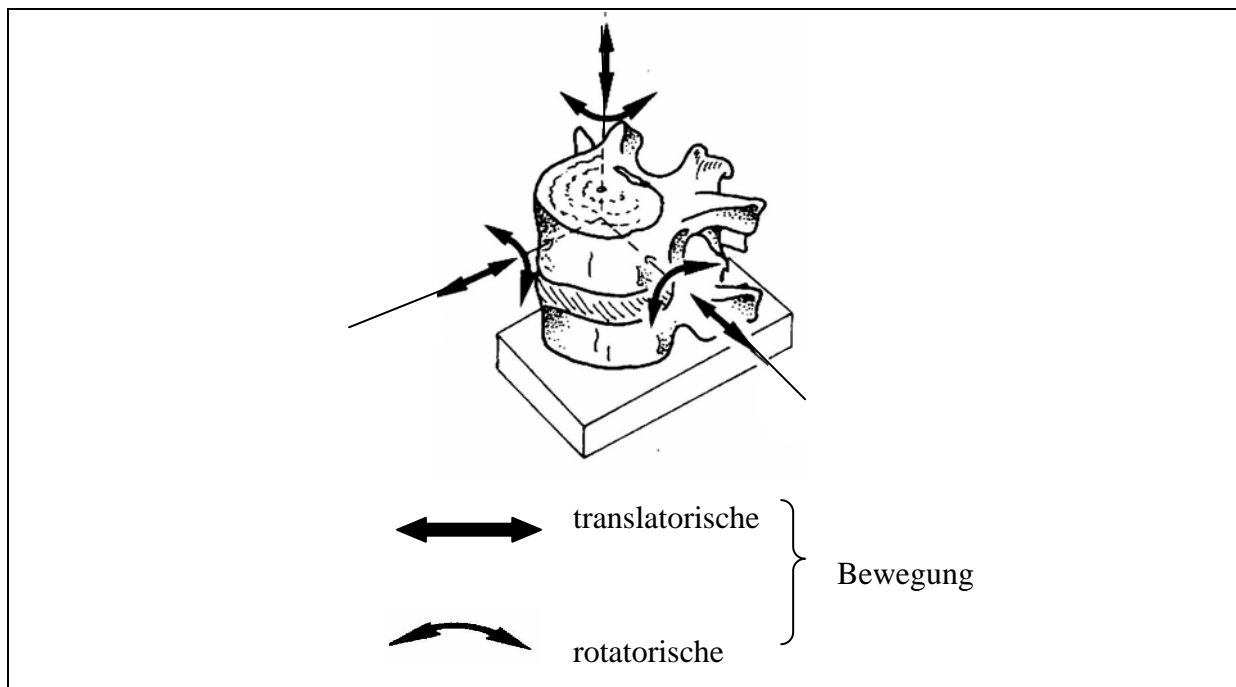


Abbildung 2: 3D-Darstellung der Bewegungsmöglichkeiten eines Wirbelkörpers (aus Dvorak 1997)

Die Gesamtbewegung der Lendenwirbelsäule in Bewegungsumfang und –richtung ergibt sich aus der Summe der Beweglichkeit der einzelnen Segmente. Darüber hinaus wirken sich der muskuläre Funktionszustand, der motorische Bewegungstereotyp und die Mitbewegung der Hüfte auf die Gesamtbeweglichkeit der Lendenwirbelsäule aus. (Mayer et al. 1984; Esola et al. 1996 ; Lewit 1997 ; Penning 2000).

1.4 Methoden zur Messung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit

Die Vielzahl der Methoden zur Messung der Lendenwirbelsäulen-anatomie und -beweglichkeit lassen sich in invasive Messverfahren und nicht-invasive Messverfahren einteilen.

Nicht-invasive Methoden unterscheidet man in statische (Maßbandmessung, Goniometer, Winkelmessungen, Inklinometer) und dynamische Untersuchungsmethoden (Triflexometer, Spinoscope, opTRImetric-System, 3Space Isotrak System, CA-6000 Spine Motion Analyzer, Rückenmaus, Videofluoroscopy, 3D BA CMS).

Eine genaue Beurteilung der Lendenwirbelsäulen-anatomie und -beweglichkeit gelingt derzeit noch über die invasiven Methoden (Röntgenuntersuchungen wie natives Röntgen, Computertomographie, Röntgen-Durchleuchtung oder die Röntgenuntersuchung nach Insertion von Kirschnerdrähten bzw. Einbringung von Steinmann-Nägeln).

Vor allem die Intersegmentalbewegungen lassen sich dreidimensional mit den Haupt- und Begleitbewegungen über diese Methoden gut aufschlüsseln und direkt verifizieren. (Gregersen und Lucas 1967; Percy und Tibrewal 1984; Hayes et al. 1989; Dvorak et al. 1991b; Dvorak 1997; Steffen et al. 1997; Penning 2000).

Aufgrund der Invasivität sind Untersuchungen durch Insertion von Kirschnerdrähten oder Steinmann-Nägeln lediglich für experimentelle Untersuchungen vorbehalten.

Störungen der Funktionssegmente der Lendenwirbelsäule, wie segmentale Hypo- oder Hypermobilität, führen zu einer verminderten Belastbarkeit im Bereich der Lendenwirbelsäule und des Sacrums. Durch klinische Untersuchungsmethoden wird eine Hypermobilität oder Instabilität der LWS oft nicht oder erst sehr spät erkannt. In bisher angewandten Präventionskonzepten zur Vorbeugung berufsbedingter Schäden der Lendenwirbelsäule ist eine bildgebende Funktionsdiagnostik, insbesondere auch unter strahlenhygienischen Gesichtspunkten, nicht enthalten. Das Funktionsröntgen der Lendenwirbelsäule unter Durchleuchtung gilt bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen bei Verdacht auf eine segmentale Instabilität als Standard in der bildgebenden Funktionsdiagnostik, und erlaubt neben der direkten Beobachtung der Bewegung auch die Erfassung von Winkeländerungen, die Beurteilung der intersegmentalen Verschieblichkeit der Wirbelkörper und die Erfassung von Drehachsenänderungen in der sagittalen und koronaren Ebene (Gracovetsky et al. 1986 und 1995; Youdas et al. 1995; Saur et al. 1996; Petrovich et

al. 2001a,b). Die Reliabilität und Validität dieser Methode sind nachgewiesen (Freiwald 2003).

Im Rahmen von Vorsorgeuntersuchungen ist das Funktionsröntgen der Lendenwirbelsäule jedoch wegen der Strahlenbelastung (Effektivdosis 1,5-2 mSv), die die unteren Grenzwerte pro Jahr erreichen, als problematisch anzusehen, insbesondere wenn es sich um Frauen im gebärfähigen Alter handelt, da hier die Gonaden im direkten Strahlengang liegen und eine Abschirmung nicht möglich ist (Petrovitch et al. 2001b).

Radiologische Gesellschaften empfehlen für Röntgen-Verlaufskontrollen bei chronisch Erkrankungen oder epidemiologischen Studien eine strenge oder keine Indikation zu erstellen.

Im klinischen Alltag erhalten nun vermehrt nicht-invasive (Non-invasive) Verfahren zur Bestimmung der Beweglichkeit und des Bewegungsausmaßes (ROM) der LWS eine zunehmende Bedeutung.

Durchgesetzt haben sich einfach und schnell zu handhabende, mit geringem personellen und apparativen Aufwand durchzuführende Methoden, wie die schon erwähnten klassischen Distanzmessungen mittels Maßband: Schober, modifizierter Schober, Finger-Boden-Abstand, Seitneige nach Domjan, (Schober 1937; Dopf et al. 1994; Greene und Heckman 1994; Ensink et al. 1996, Uhlemann et al. 2001). Aber auch Goniometer-Winkel-Messungen (Alaranta, 1994; Dopf 1994) und Inklinometer-Techniken (Williams et al. 1993; Saur et al. 1996) kommen vermehrt zum Einsatz.

Die vorhandenen Messmethoden sind durchaus reliabel (Sarafowa und Uhlemann 2000), jedoch sucht man verstärkt nach objektiven, untersucherunabhängigen Verfahren.

Da es sich um indirekte Messungen handelt und intersegmentale Bewegungen nicht erfasst werden können Begleitbewegungen im Sinne synkinetischer Bewegungen nicht herausgestellt werden.

Verschiedene Arbeitsgruppen arbeiteten zeitgleich an der Umsetzung verschiedener Ansatzpunkte, die auszugsweise in nachfolgender Tabelle dargestellt sind.

Verfahren	Arbeitsgruppe	Jahr
Triflexometer	Kelemen et al.	1998
Spinoscope	Gracovetsky et al.	1990, 1995
	Leclaire et al.	1996
3Space Isotrak System	Russel et al.	1993
	Rowe et al.	2000
CA-6000 Spine Motion Analyzer	Dopf et al.	1994
	Dvorak et al.	1995
	Mannion und Troke	1999
	Troke et al.	2001
Videofluoroscopy	Okawa et al.	1998
Rückenmaus	Seichert et al.	1994
Opto-Electronic-System	Cyteval et al.	1996
3D-Bewegungsanalyse-System zebris® CMS	Layer und Sander	1993
	Sander et al.	1993
	Schreiber et al.	1994, 1995, 1996, 1998 a, 2001 a, b
	Pfeifer et al.	1997
	Brühl-Segensdorf und Obens	1997
	Vogt und Banzer	1997, 1999
	Bernhard und Banzer	1998
	Asamoah et al.	2000
	Petrovitch et al.	2001b
	Malmstrom et al.	2003

Tabelle 1: Verschiedene Messverfahren zur dynamischen Bewegungsmessung der Lendenwirbelsäule

Durch einige dieser Messverfahren besteht die Möglichkeit, dynamische Bewegungsmessungen der Lendenwirbelsäule dreidimensional durchzuführen und mittels Computer zu erfassen, sowie per Bildschirm darzustellen. Meist können jedoch nur die Gesamt-Bewegungsausmaße (ROM) beurteilt werden. Die ROM jedoch ist ein schlechter Prädiktor der Chronifizierung eines Leidens, aber auch des Rehabilitationserfolges. Die ROM zeigt eine überwiegend schwache Konstruktvalidität in bezug auf die Schmerzintensität, die Behinderung und die Schwere der Erkrankung (Nachemson 2000, 2001).

Der momentane Goldstandard, das Funktionsröntgen ist als Prädiktor der intersegmentalen Beweglichkeitsmessung validiert, jedoch ein invasives Messverfahren.

Es ist wichtig, ein Verfahren zu validieren, welches v.a. auch die intersegmentalen Beweglichkeitsausmaße erfasst und nicht invasiv misst.

Als entsprechendes Verfahren bietet sich die in dieser Studie untersuchte Ultraschall-3D-Bewegungsanalyse (Topometrie) (zebris®-Isny) an.

1.5 Messung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit mittels 3D-Single Lumbar-Messung

Seit mehreren Jahren befindet sich die Ultraschall-3D-Bewegungsanalyse (Topometrie) (zebris®-Isny) mit den Varianten zur Wirbelsäulendiagnostik: Einzelmarkermessung (3D-Single Lumbar Messung (3D-SL)), (Schreiber et al., 1994, 1996, 2001), Taststiftmessung (3D-Pointer Mobility Messung (3D-PM)); (Bernhardt und Banzer, 1998; Brühl-Segendorf und Obens 1997) oder der Dreifachmarkermessung (Triple Lumbar) (Brühl-Segendorf und Obens 1997) in klinischen Anwendungen.

Beispiele für mögliche zebris®-Anwendungen zeigt Abbildung 3.

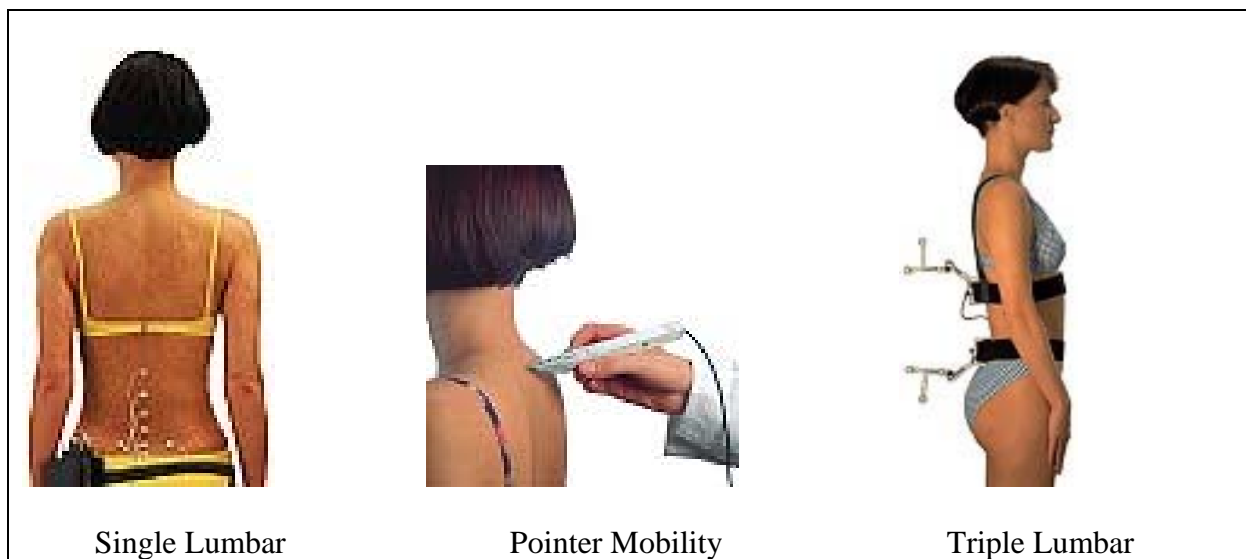


Abbildung 3: mögliche Anwendungen vom zebris®-System in der Praxis

Zebris-Messvarianten sind mittlerweile gebräuchliche Verfahren zur Messung der Freiheitsgrade der Wirbelsäule bei Bewegungen in zwei Hauptbewegungsachsen (Flexion/Extension, Rechtslateralflexion/ Linkslateralflexion), welche auch Aussagen zu Hypo-/ Hypermobilität sowie Instabilität der Wirbelsäule gestatten.

Der Vorteil der angesprochenen zebris-Messvarianten liegt in der Nicht-Invasivität der Methoden, dem Auskommen ohne Röntgenstrahlung. Darüber hinaus entfällt das bei optischen Systemen aufwendige Einrichten und Kalibrieren.

1.6 Qualitätskriterien eines Messverfahrens

Um ein Messverfahren in der praktischen Anwendung etablieren zu können, muss die Erfüllung von Messgütekriterien gegeben sein (Johnston et al. 1992; Schreiber et al. 1999). Die Prüfung dieser Kriterien erfolgt durch allgemein akzeptierte Standards zur klassischen Testtheorie (APTA 1991; Johnston et al. 1992). Unterschieden wird zwischen Hauptgütekriterien wie Objektivität, Reliabilität und Validität und Nebengütekriterien (Lienert und Raatz 1994; Fletcher 1999).

Objektivität beschreibt die Unabhängigkeit der Methode vom jeweiligen Untersucher. Objektivität ist gegeben, wenn mehrere Untersucher bei einer Untersuchung eines zu untersuchenden Objektes unabhängig voneinander zum gleichen Ergebnis gelangen oder zumindest ein hohes Maß an Übereinstimmung aufweisen (Lienert und Raatz 1994; Schreiber et al. 1999). Unterschieden wird zwischen Durchführungs-, Auswertungs- und Interpretationsobjektivität (Bortz und Döring 1995).

Die Zuverlässigkeit (Reliabilität, Übereinstimmung) beschreibt den Grad der Genauigkeit einer Messung, bzw. das Ausmaß der Reproduzierbarkeit eines Befundes bei wiederholter Erhebung. Dabei unterscheidet man die Intrarater-Reliabilität (es wird der Befund durch einen Untersucher erhoben), die Interrater-Reliabilität (der Befund wird durch verschiedene Untersucher erhoben), wie ist die interne Konsistenz (Übereinstimmung von Teilen der Untersuchung oder Items), welche Übereinstimmung zeigt sich bei wiederholten Messungen (Test-Retest-Reliabilität). In Ergänzung sollte angegeben werden, ob die Prüfung innerhalb einer Untersuchungssitzung (Intra-session-Reliabilität) oder in mehreren Sitzungen (Inter-session-Reliabilität) durchgeführt wurde.

Typischerweise werden n zufällig ausgewählte Objekte durch k Untersucher hinsichtlich eines Parameters (Merkmals) untersucht (Lienert und Raatz 1994; Bortz und Döring 1995 und 2003; Biefang et al. 1999).

Zur Prüfung unterschiedlicher Reliabilitäten dienen verschiedene Korrelationskoeffizienten, (APTA 1991; Lienert und Raatz 1994; Bortz und Döring 1995, 2003).

Üblicherweise wird die Reliabilität durch eindimensionale Testskalen berechnet wie der Paralleltest-Methode, der Retest-Methode, der Teshalbierungs-Reliabilität und der Methode der inneren Konsistenz.

Dabei wird die Test-Retest-Reliabilität als häufigstes Instrument gebraucht. Es wird hierbei derselbe Test derselben Stichprobe zweimal vorgelegt, wobei das zwischen den Messungen liegende Zeitintervall variieren kann. Die Test-Retest-Reliabilität ist definiert als Korrelation beider Messwertreihen. Diese Korrelation (multipliziert mit 100) gibt an, wie viele Prozent der Gesamtunterschiedlichkeit der Testergebnisse auf „wahre“ Merkmalsunterschiede zurückzuführen sind. (Bortz und Döring 1995 und 2003).

Das Gütekriterium der Validität (Gültigkeit) beschreibt die Übereinstimmung der Messung mit dem zu messenden Zielparameter. Dies bedeutet, mit welcher Genauigkeit ein Verfahren misst, was zu messen es vorgibt. Von praktischer Relevanz zeigen sich hierbei die Inhalts-Validität, die Konstrukt-Validität und die kriterienbezogene Validität (Bortz und Döring 1995; Fletcher 1999).

Die Inhalts-Validität beschreibt inwieweit die Parameter oder Items eine repräsentative Auswahl für das Zielmerkmal darstellen.

Eine Konstruktvalidität ist erfüllt, wenn Korrelationen zu externen Messverfahren die das gleiche Merkmal (Konstrukt) messen, hergestellt werden können.

Eine Maßzahl für die Gültigkeit eines Messverfahrens ergibt sich bei der kriterienbezogenen Validitätsprüfung, in der man das Messergebnis des zu untersuchenden Verfahrens mit Ergebnissen von (möglichst validen) Verfahren korreliert (APTA 1991). Der Bezug richtet sich dabei entweder auf das Item selber, oder auf einhergehende Kriterien.

Zu den Nebengütekriterien gehören z.B.: Vergleichbarkeit, Normierbarkeit, Nützlichkeit, Sicherheit des Patienten und Ökonomie.

Die Normierung beinhaltet das Vorliegen von Daten, die als Bezugssystem für die Einordnung individueller Testergebnisse (Messergebnisse) dienen. Das Konfidenzintervall (KI), welches den Bereich der wahren Werte des Items einer definierten Population mit 95%iger Sicherheit beschreibt, dient hier als Werkzeug zur Darstellung der Verteilungsparameter.

Eine Vergleichbarkeit ist gegeben, wenn Messungen zur Verfügung stehen, die in ihrer Validität kompatibel sind.

In der praktischen Anwendung ist es nötig, die Nützlichkeit, d.h. den relevanten Zugewinn an Informationen in bezug auf die Items abzuschätzen und einzuordnen (Schreiber et al. 1999).

Im Zuge der Ökonomisierung der wissenschaftlichen Bereiche ergibt sich die Tatsache, dass ein besonderes Augenmerk auf die leichte Handhabbarkeit, einen geringen Verbrauch an materiellen und personellen Ressourcen und eine kurze Durchführungszeit der Untersuchung bei höchstmöglicher Messgenauigkeit zu legen ist (Schreiber et al. 1999).

Um die Ergebnisse der Prüfung auf Testgüte einer Untersuchung auswerten und interpretieren zu können, ist es wichtig, die Wechselbeziehungen zwischen den einzelnen Gütekriterien zu kennen und richtig einzuschätzen.

Die Validität ist das wichtigste, aber auch am schwierigsten nachzuweisende Gütekriterium, dessen Ausmaß in bedingter Abhängigkeit zur Reliabilität steht (Mayer et al. 1997).

Die Objektivität wiederum stellt eine zwar nicht hinreichende, jedoch notwendige Voraussetzung für die Reliabilität dar.

Des Weiteren ist der Einfluss der zeitlichen Merkmalsveränderung und des zufälligen Fehlers auf die Reliabilität ein nicht zu unterschätzender Faktor. Man bemüht sich deshalb den Fehleranteil gering zu halten, um die Reliabilität zu erhöhen. Unterschiedliche Ergebnisse durch verschiedene Untersucher erzeugen einen größeren Fehleranteil, d.h. eine mangelnde Objektivität wirkt sich negativ auf die Reliabilität aus (Bortz und Döring 1995 und 2003).

Insgesamt wurde in naher Vergangenheit den Nebenkriterien zunehmende Aufmerksamkeit geschenkt. Man beurteilt einen Test kritisch anhand dieser Kriterien. Beispielsweise ist ein Verfahren mit hoher Validität, jedoch hohem ökonomischen Aufwand bei geringem klinischen Nutzen in Frage zu stellen.

2. Fragestellungen

Die ultraschallgestützte 3D-Bewegungsanalyse (CMS 70P, Firma zebris®, Tübingen) wird seit Anfang der 90er Jahre im klinischen Alltag eingesetzt, es existieren langjährige Anwendererfahrungen. Etabliert haben sich dabei die Messung der Wirbelsäulenkontur mittels Taststift und verschiedene Verfahren zur Erfassung der globalen und segmentalen Wirbelsäulenbeweglichkeit, beispielsweise die 3D Bewegungsanalyse der Halswirbelsäule 3D-TC (Triple Cervical), der Lendenwirbelsäule 3D-TL (Triple Lumbar) und die Messung der LWS mit Einzelmarkern 3D-SL (Single Lumbar) (Schreiber et al. 1996, 2001a,b; Smolenski et al. 1998).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Aussagen zur Reliabilität, sowie zur Validität der Messmethode der 3D-Ultraschall- Bewegungsanalyse zu erarbeiten, wobei die spezielle Messanordnung mit Einzelmarkern (3D-SL) an der Lendenwirbelsäule untersucht werden sollte. Der Vergleich zur Röntgenfunktionsanalyse, als dem bestehenden Goldstandard in der Diagnostik bei den Untersuchungen auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule, sollte an einem konsekutiv rekrutierten Patientenkollektiv erfolgen. Diese klinische Überprüfung der Patienten wurde bisher in keiner Studie vorgenommen und sollte Hinweise auf die Praktikabilität der Methode liefern.

Im Einzelnen wurden folgende Fragestellungen aufgestellt, die Reliabilität, Validität, Sensitivität und Spezifität der 3D Bewegungsanalyse prüfen sollten.

2.1. Prüfung der Reliabilität

2.1.1 Welche Intra-Rater Reliabilität weist die 3D Bewegungsanalyse an der LWS auf?

In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden, wie sich der Grad der Übereinstimmung einer Messung bei wiederholter Erhebung durch einen Untersucher für die Ergebnisse der 3D-Bewegungsanalyse CMS 70P in Funktion der Single Lumbar-Messung (3D-SL) mittels Einzelmarkern an Patienten mit klinischer Fragestellung verhält.

Zu ähnlichen Fragestellungen an gesunden Probanden wurden in der Vergangenheit schon mehrfach Untersuchungen, v.a. an der Halswirbelsäule durchgeführt (Schreiber et al. 1996;

Smolenski et al. 1998, 2003; Bernhardt und Banzer 1998; Natalis und König 1999; Krömer 2001).

Erste Untersuchungen mit der 3D-Bewegungsanalyse CMS 70P an gesunden Probanden führte Siwik 2001 durch.

2.1.2 Welche Intra-Rater Reliabilität weist die 3D-SL Bewegungsanalyse der LWS in Abhängigkeit vom Body-Mass-Index der Patienten auf?

Ein Teil der Reliabilitätsprüfung für 3D-(SL)-Einzelmarkermessung führte zur detaillierten Analyse unter Berücksichtigung der körperlichen Konstitution (Body-Mass-Index) der Patienten.

Eine spezifische Untersuchung unter dieser speziellen Fragestellung wurde bisher in der Literatur für die 3D-Bewegungsanalyse nicht beschrieben.

2.1.3 Welche Intra-Session Reliabilität weist die 3D-SL in Abhängigkeit von der röntgenologisch ermittelten segmentalen Instabilität auf?

Eine der Kernfragen der vorliegenden Arbeit bezieht sich auf die Untersuchungen an erkrankten Personen. Durchgeführt wurde die Untersuchung auf Abhängigkeit der Reliabilität der 3D-SL von einer röntgenologisch, beschriebenen segmentalen Instabilität. In der aktuellen Literatur fanden sich wenige Hinweise auf Untersuchungen der 3D-SL im Vergleich zu einer Röntgendiagnostik (Asamoah et al. 2000) an Skoliosepatienten zur Betrachtung der statischen Wirbelsäulengeometrie.

Dynamische Untersuchungen und Vergleiche sind bisher nicht beschrieben.

2.2 Prüfung der Validität

2.2.1 Welche Konstruktvalidität weist die 3D-SL im Vergleich zur klinischen Bewegungsmessung, zum Schmerz und zur funktionsbezogenen Lebensqualität auf?

Übereinstimmungen der 3D-SL mit den Zielparametern anderer LWS- Bewegungsumfangsmessungen sollten der Erhebung der sogenannten Konstruktvalidität der zu untersuchenden Methode dienen. Dieser Vergleich erlaubt eine neue Methode (3D-SL) in ein objektives Verhältnis zu bestehenden „Standard“-Methoden zu setzen und eine Wertung vornehmen zu können.

Zu dieser Fragestellung sind bisher keine Untersuchungen an Patienten beschrieben worden.

2.2.2 Welche Kriteriumsvalidität weist die 3D-SL im Vergleich zur Taststift-Funktionsprüfung und zur Röntgenfunktionsuntersuchung auf?

Anhand der LWS-Funktionsdiagnostik sollte die Single Lumbar Messung (3D-SL) auf ihre Gültigkeit hin untersucht werden. Das Item definierte der Nachweis der segmentalen lumbalen Instabilität und stellte somit einen Bezug zwischen beiden Methoden her.

Ein zweiter, kriteriumsbezogener Vergleich sollte zwischen der 3D-SL und der Wirbelsäulen-Untersuchung mittels Taststift (der 3D-Pointer Mobility), (3D-PM) in Bezug auf das vorgegebene Merkmal, dem Nachweis der segmentalen Instabilität, angestellt werden. Dazu wurden Übereinstimmungen in bezug der Aussagen beider Methoden zur Frage der Instabilität bei den beschriebenen Patienten gesucht.

2.3 Prüfung der Sensitivität und Spezifität

2.3.1 Welche Sensitivität weist die 3D-SL im Vergleich zum Goldstandard LWS Funktionsröntgen auf?

Ein wichtiges Merkmal einer Untersuchungsmethode ist deren diagnostische Sensitivität.

In der vorliegenden Studie sollte ermittelt werden, ob die Untersuchungsmethode in der Lage ist, Patienten mit den entsprechenden Kriterien (segmentale lumbale Instabilität) vollständig herauszufinden.

Anhand vorhandener Ergebnisse der LWS-Funktionsdiagnostik, bezogen wir unsere Betrachtung zur 3D-SL auf diese Methoden.

2.3.2 Welche Spezifität weist die 3D-SL im Vergleich zum Goldstandard LWS-Funktionsröntgen auf?

Eine weitere zu untersuchende Eigenschaft diagnostischer Verfahren ist die Spezifität. Sie bezieht sich auf die Eigenschaft eines Tests den Anteil richtig negativer Testergebnisse an allen Gesunden herauszufinden. Es sollten also wirklich Gesunde auch als gesund erkannt werden (Steidl 1993; Fletcher 1999).

Zur Frage, ob die Methode der 3D-SL ausschließlich Patienten mit den fraglichen Kriterien (segmentale lumbale Instabilität) erfasst, wurde wiederum die Untersuchung des LWS-Funktionsröntgen, aufgrund schon vorhandener Erfahrungen (Dvorak et al. 1997), als Vergleichsmethode herangezogen.

2.4 Prüfung der LWS-Beweglichkeitsausmaße

2.4.1 Welches Bewegungsausmaß zeigen Patienten mit V.a. segmentale lumbale Instabilität bei der Messung mit der 3D-SL?

Für die hier dargestellte Untersuchung der 3D-SL gibt es im Bezug auf das segmentale und gesamte LWS-Bewegungsausmaß des ausgesuchten Patientengutes, Patienten mit dem Verdacht auf Instabilität im Bereich der Lendenwirbelsäule, keine hinreichenden Informationen in der bisher veröffentlichten Literatur. An Probanden wurden mehrfach Untersuchungen zu Fragestellungen des Bewegungsausmaßes der LWS erhoben (Siwik 2001). Zur Messung an Patienten waren bisher HWS-Untersuchungen durchgeführt worden (Schreiber 2001).

2.4.2 Wie sind die mittels 3D-SL ermittelten Bewegungsausmaße bei Patienten mit Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität im Vergleich zu anderen Messverfahren einzuordnen ?

Für andere Untersuchungsmethoden zur LWS-Bewegungsdiagnostik sind in der Literatur bisher lediglich „röntgenologische“ Erfahrungen mit Patienten unter dem Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität vorhanden. Um eine Einschätzung zur Relevanz der Untersuchungsmethode 3D-SL an Patienten vornehmen zu können, sollte sie hier mit Angaben zu anderen Messmethoden an Normalpopulationen (Probanden) verglichen werden.

Zusätzlich zur Überprüfung oben genannter Qualitätskriterien sollte die vorliegende Arbeit dazu dienen, Zielparameter für Bewegungsausmaße der zu untersuchenden Patientengruppe zu quantifizieren und in Beziehung mit den Daten von gesunden Probanden zu setzen.

Abschließend sollte eine Aussage zur klinischen Wertigkeit und Praktikabilität der hier untersuchten 3D-SL Methode im Vergleich zu bestehenden Untersuchungsstandards getroffen werden.

3. Patienten und Methoden

3.1 Patienten

An der vorliegenden Studie nahmen insgesamt 45 Personen (23 weibliche und 22 männliche Patienten) teil, bei denen der Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule bestand und die sich in der neurochirurgischen Sprechstunde vorstellten.

Die Rekrutierung erfolgte konsekutiv und es gab z.T. Ausfälle (bsp.: Ablehnung durch Patienten).

Nach Information über Ziel sowie Art und Ablauf der Studie wurde von den Patienten die Einverständniserklärung zur Teilnahme eingeholt.

Das mittlere Alter betrug 55,0 Jahre ($\pm 12,7$ Jahre), (22 Jahre bis 85 Jahre).

Das durchschnittliche Körpergewicht der untersuchten Personen lag bei 86,7 kg (SAW 17,3 kg), das Minimum betrug 43 kg, das Maximum 145 kg.

Die mittlere Größe betrug 171,6 cm (SAW 8,73 cm) in einem Rahmen von 156 cm bis 186 cm.

Es ergab sich für das Studienkollektiv ein mittlerer BMI von 29,07 bei Grenzwerten von 17,67 bis 42,37 und einer Standardabweichung von 5,54.

	<i>N</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabweichung</i>
<i>ALTER (Jahre)</i>	45	22,00	85,00	54,95	12,71
<i>GRÖßE (cm)</i>	45	156,00	186,00	171,62	8,73
<i>GEWICHT (kg)</i>	45	43,00	145,00	86,71	17,26
<i>BMI</i>	45	17,67	42,37	29,07	5,54
<i>Gültige Werte (Listenweise)</i>	45				

Tabelle 2: Charakterisierung der Stichprobe

Die ärztliche Körperliche Untersuchung erbrachte die in Tabelle 3 dargestellten Ergebnisse.

	<i>N</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Mittelwert</i>	<i>Standardabweichung</i>
<i>Schober Flexion (cm)</i>	45	0,5	8	3,49	1,44
<i>Schober Extension (cm)</i>	45	0	2	0,92	0,50
<i>Finger-Boden-Abstand(cm)</i>	45	0	60	22,86	17,64
<i>Winkelmaß Flexion (Grad)</i>	45	10	100	59,89	22,35
<i>Winkelmaß Extension (Grad)</i>	45	0	30	10,62	5,79
<i>Linkslateral (Grad)</i>	45	3	35	17,22	8,61
<i>Rechtslateral (Grad)</i>	45	2	35	17,33	9,12
<i>Linkslateral (cm)</i>	45	3	25	14,59	5,26
<i>Rechtslateral (cm)</i>	45	3	26	14,88	6,05
<i>Visuelle Analog Skala</i>	45	20	100	69,13	19,45
<i>Gültige Werte (Listenweise)</i>	45				

Tabelle 3: klinische Stichprobencharakteristika

3.2 Messmethoden und Messdurchführung

Anamnese und klinische Untersuchung dienten der Erhebung allgemeiner Basisdaten sowie der Erfassung konstitutioneller Faktoren und Beweglichkeitsausmaße.

3.2.1 Gebräuchliche Verfahren

- **Klinische Erhebungen von Funktionsmaßen**

Funktionelle Winkelmaße

Diese semidynamische Messung der Beweglichkeitsausmaße der Lendenwirbelsäule wurde an den von (Kapandji 1992; Sachse und Schildt-Rudloff 2000) beschriebenen Ablauf angelehnt. Die Patienten befanden sich in Neutral-Null-Stellung und führten die Wirbelsäulenflexion, -extension, Seitneige nach links und rechts unter Anleitung schmerzadaptiert durch. Dabei wurden durch die Untersucher für die jeweiligen Bewegungsmuster der Lendenwirbelsäule mittels Winkelmesser die entsprechenden Winkel sowie mit dem Bandmaß die entsprechenden Abstände gemessen.

Schober-Maß

Schon 1937 beschrieb Schober (Schober 1937) eine Methode zur klinischen Beurteilung der LWS-Beweglichkeit. Diese Methode findet in unserer Studie in etwas abgewandelter Form (nach Sachse und Schildt-Rudloff (2000)) Anwendung für die Flexions- und die Extensionsbewegung.

Die Schober'sche Prüfung markiert zum einen den Dornfortsatz von L5 und zum anderen einen 10 cm kranialwärts einen Punkt im aufrechten Stand und misst die Distanz zwischen Beiden in voller Vor- und Rückbeuge erneut.

Finger-Boden-Abstand

Bei dieser Untersuchung wird die Distanz ermittelt, welche die Fingerspitzen zum Fußbodenniveau im aufrechten Stand und in maximaler Flexion der Wirbelsäule erreichen können (Kapandji 1992; Sachse und Schildt-Rudloff 2000).

Die klinischen Untersuchungen zur Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit basieren auf den Empfehlungen der AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons), sowie den Standardwerken der Chirurgie (z.B. Siewert 2001) und Orthopädie (Niethard 2003).

- **Funktionsradiographie**

Die Funktionsradiographie (Funktionsröntgen) im sagittalen Strahlengang stellt aufgrund der Möglichkeit der direkten Beobachtung der Wirbelsäulenbewegung unter Durchleuchtung nach wie vor den „golden standard“ der Lendenwirbelsäulen-Funktionsdiagnostik, wie im Einleitungstext beschrieben, dar.

Obwohl die Methode projektionsbedingte Probleme bei der Vermessung der Wirbelkörperkanten, v.a. bei Skoliose-Patienten aufweist (Schumpe et al. 1984), gelingt es mit verbesserten Messverfahren und optimaler Durchführung (Beckenfixierung) der Untersuchung, segmentale Instabilitäten und Achsverschiebungen zu erfassen und zu beschreiben (Frobin et al. 1996; Penning 2000). Die Rotation der Wirbelsäule bleibt hierbei jedoch unberücksichtigt.

Für jeden Patienten wurden die Gesamtbeweglichkeit der LWS im sagittalen Strahlengang, die Änderung der intersegmentalen Winkel (L1/2, L2/3, L3/4, L4/5, L5/S1) in Neutralstellung, Ante- und Retroflexion beurteilt, sowie die intersegmentale Verschieblichkeit bestimmt.

- **Fragebögen zum Schmerz und zur Lebensqualität**

Es gibt zahlreiche Instrumente, welche aus der Patientenperspektive die Schmerzintensität und -qualität, die schmerzbedingte Aktivitätsstörung oder die dadurch bedingte Einschränkung der Partizipation am gesellschaftlichen und beruflichen Leben zuverlässig und valide messen. Zwei davon fanden in der vorliegenden Untersuchung Anwendung.

Schmerzerfassung/ Visuelle Analogskala (VAS)

Schmerz hat bei Funktionsstörungen am Bewegungssystem eine Schlüsselfunktion und sollte durch geeignete Messverfahren registriert und nach Möglichkeit quantifiziert werden. Die zur Verfügung stehende Methode der Visuellen Analogskala (VAS) ist seit langem im klinischen Alltag etabliert, der Nachweis der erforderlichen Messgütekriterien ist in den wesentlichsten Punkten gegeben. So zeigen sich gute bis sehr gute Werte für Reliabilität und Validität. Die Veränderungssensitivität der VAS ist bei chronischem Schmerz höher als bei akutem Schmerz.

Die Erfassung der Schmerzintensität zum Zeitpunkt der Untersuchung erfolgte anhand der patientenzentrierten Visuellen Analogskala (VAS) mit einer Einteilung von 1 bis 10.

Oswestry-Low-Back-Pain-Disability Questionnaire (ODQ) nach Fairbank et al.

Der Oswestry-Low-Back-Pain-Disability Questionnaire (ODQ) nach Fairbank et al. (1980) ist ein klinischer Score, der eine numerische Auswertemöglichkeit bietet.

Er beinhaltet 10 Items mit Aussagen zur Schmerzintensität, zur Körperpflege, zum Gewichteheben, zur Gehstrecke, zum Sitzen, zum Stehen, zum Schlafen, zum Sexualleben, zur sozialen Stellung und zur Mobilität. Diese Punkte sind untereinander gleich gewichtet.

Der von Fairbank et al. 1980 entwickelte Oswestry- Fragebogen gibt eine Einschätzung der rückenschmerzbedingten Funktionseinschränkung wieder, er ist ein krankheitsspezifisches Instrument (Roland und Fairbank 2000).

Nach der gültigen WHO-Einteilung (Ewert et al. 2000) ist die Aktivität eine Folge der Beweglichkeit, die wiederum maßgeblich durch beispielsweise durch den Schmerz beeinflusst wird. Der ODQ ist ein Instrument, der die funktionale Gesundheit auf der Aktivitätsebene misst.

3.2.2 Messmethode der ultraschallbasierten Bewegungsanalyse 3D-SL

In der Untersuchung fand das 3D-Bewegungsanalyzesystem zebris CMS 70 P (zebris Medizintechnik, Isny/ Tübingen, Deutschland) zur Messung der Lendenwirbelsäulen-anatomie und –beweglichkeit Verwendung.

Bei dem 3-D-BAS handelt es sich um ein computergestütztes Meßsystem, das auf der Messung von Ultraschall-Laufzeiten basiert und dreidimensionale Raumkoordinaten von Ultraschallsendern erfasst und analysiert.

Zum Meßsystem gehören das CMS 70 P Grundgerät, Messaufnehmer, Adapter und Körperoberflächenmarker.

Diese Körperoberflächenmarker sind Miniultraschallsender, die fortlaufend Ultraschallimpulse während einer Messung aussenden. Die Impulse werden von drei im Messaufnehmer integrierten Ultraschallmikrofonen aufgenommen.

Der maximal erfassbare Messraum beträgt ca. 2 x 4 x 4 Meter, was abhängig von der Abtastrate, d.h. der Anzahl der Messungen/ Sekunde ist.

Aus den Laufzeiten der Ultraschallimpulse zu den einzelnen Mikrofonen werden durch Triangulation die absoluten Raumkoordinaten der Ultraschallsender bzw. Körperoberflächenmarker berechnet.

Somit lassen sich die Körperoberflächenmarker räumlich und zeitlich eindeutig zuordnen.

Die jeweiligen Absolutwinkel und die dazugehörigen Winkelgeschwindigkeiten lassen sich in der Sagittal-, Frontal- und Transversalebene sowohl graphisch als auch quantitativ über die Datenerfassungssoftware- und Analysesoftware darstellen (Vogt und Banzer 1997; Natalis und König 1999; zebris® Medizintechnik GmbH 1999).

Die Messergebnisse stehen im angeschlossenen Computer in Realzeit zur Verfügung und können zur weiteren Datenverarbeitung digital gespeichert werden.

Zur Bewegungsmessung der Lendenwirbelsäule (3D-SL) ist ein Adapter mit acht angeschlossenen Einzelkörperoberflächenmarkern vorgesehen. Diese werden mittels beidseitig klebenden Plättchen über markanten Körperoberflächenpunkten fixiert.

Über den Adapter, der per Klettband um die Hüfte befestigt wird, laufen die Kabel der Einzelmarker zusammen.

3.2.3 Messkonfiguration 3D-Bewegungsanalyse (Einzelmarker) an der Lendenwirbelsäule

Die Analyse der 3D-LWS-Bewegungen erfolgte mit acht Einzel-Ultraschall-Sendern.

Diese wurden nach dem genauen Tasten der markanten Knochenvorsprünge in der Reihenfolge Marker 1 und 2 über Spina iliaca posterior superior links bzw. rechts, weiter Marker 3 über dem Dornfortsatz S 2, Marker 4 über S1, Marker 5 über L5, Marker 6 über L4,

Marker 7 über L3 und Marker 8 über L2, unter Verwendung von doppelseitigem Klebeband, angebracht.

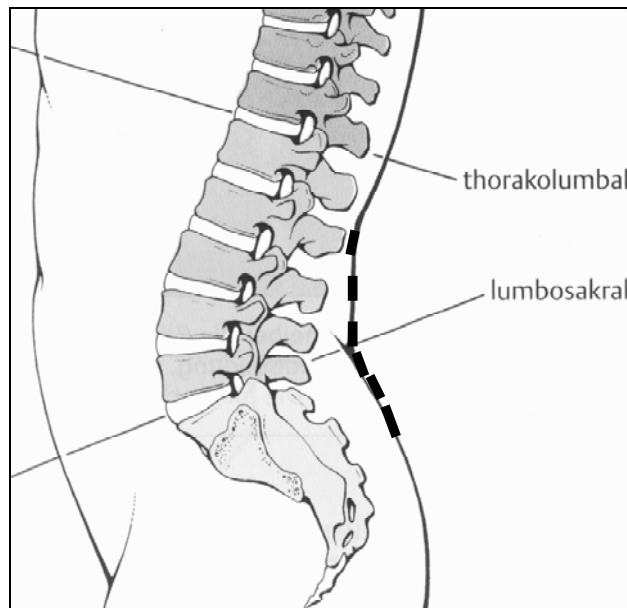


Abbildung 4: schematische Anordnung der Einzelmarker über den Dornfortsätzen L2 bis S2 seitlich

Der Messaufnehmer wurde in einem Winkel von 70 Grad zur Senkrechten zum Fußboden mit ca. 60 cm Abstand zum Patienten in einer Höhe von ca. 100 cm installiert. Als Messrate wurden für jeden Marker 20 Hz eingestellt. Die maximal mögliche Messdistanz zwischen Messaufnehmer und Einzelmarkern betrug 225 cm.

Die abschließende Datenerfassung und -verarbeitung erfolgte mit dem Analyseprogramm Winspine v1.38“ (zebris® Medizintechnik GmbH 2000).

Abbildung 5 zeigt die Komponenten des 3D-BAS zebris CMS 70P



Computer

Messaufnehmer

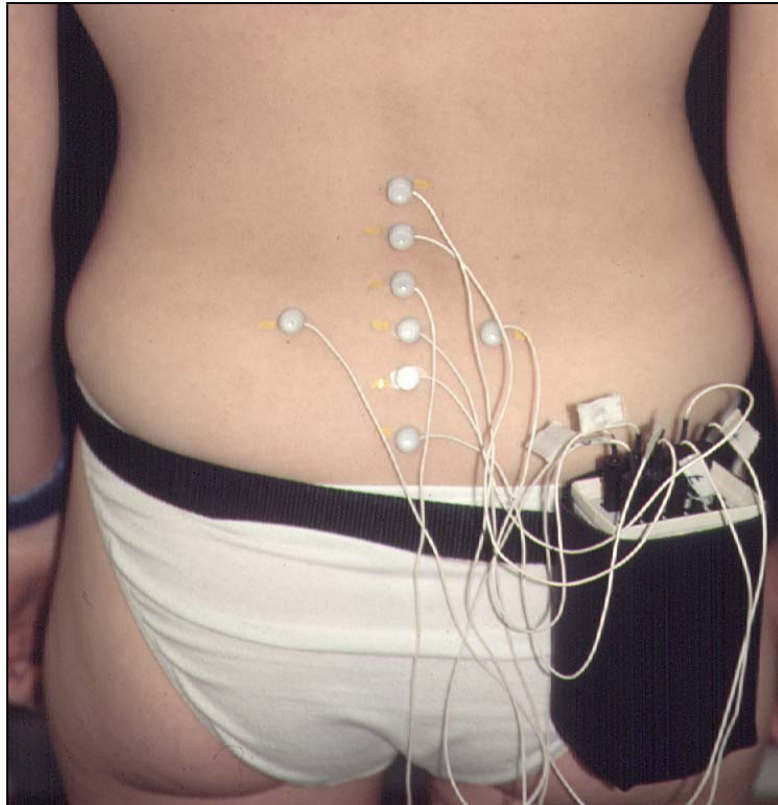
Grundsystem CMS 70P

Abbildung 5: Darstellung des 3-D-BAS zebris CMS 70 P, Messkomponenten



Abbildung 6: Messaufbau 3D-Single Lumbar Messung

In Abbildung 7 ist die Anordnung der Einzel- Ultraschall-Oberflächenmarker in vivo dargestellt.



Markeranordnung

Adapter

Abbildung 7: Markerset 3D-Bewegungsfunktionsanalyse (3D-SL), 8 US-Oberflächenmarker

Die eigentliche Lage der Ultraschall-Einzelmarker verdeutlichen röntgenstrahlundurchlässige Metallunterlegscheiben in der a.p. Röntgenaufnahme in Abbildung 8.

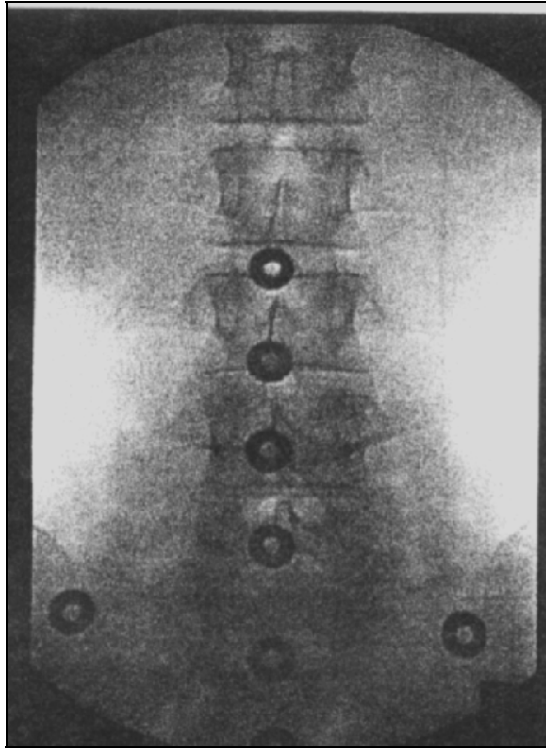


Abbildung 8: Lage der Ultraschallsender im Röntgenbild: a.p. Projektion, Patient # 35

3.2.4 Messdurchführung bei Patienten mit V.a. segmentale lumbale Instabilität

Single Lumbar (3D-SL)

Die Gesamtmessung an den Patienten setzte sich aus Referenz-Röntgen-Bewegungs-Durchleuchtung und daran anschließender 3D-BA zusammen.

Innerhalb einer Untersuchungssitzung wurde der Patient jeweils zunächst mit der Röntgenfunktionsmessung, danach mit der 3D Bewegungsanalyse untersucht. Die Röntgendarstellungen wurden durch mehrere involvierte Fachärzte für Radiologie durchgeführt und die 3-D-BA durch stets den selben Hauptuntersucher (über die gesamte Studie hinweg eine Person) sowie zusätzlich durch verschiedene einbezogene Mituntersucher (pro Untersuchung ein Mituntersucher, im Rahmen der gesamten Studie insgesamt 4 Mituntersucher).

Die Untersucher der 3D-BA kannten die jeweils vorher erhobenen Röntgenbefunde vor der Untersuchung nicht.

1. Den Patienten wurden die Untersuchungen erklärt und vorgeführt, danach begann das Anbringen der Referenzpunkte am Rücken der Patienten mit doppelseitig klebenden Plättchen sowie handelsüblichen Metallunterlegscheiben (Durchmesser ca. 30 mm). Die Tastung und

Beklebung der Referenzpunkte sowie später der Körperoberflächenmarker erfolgte durch klinisch versierte Untersucher.

2. Die Patienten wurden sofort nach dieser Markierung am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Friedrich-Schiller-Universität Jena nach standardisierten Vorgaben einer Röntgenfunktionsuntersuchung einschließlich einer Röntgenuntersuchung in zwei Ebenen unterzogen. Zu den, von den Patienten, aktiv ausgeführten Bewegungen gehörte die maximal mögliche LWS-Anteversion und maximal mögliche LWS- Retroversion, jeweils aus der Neutralstellung.

3. Im Anschluss an die Röntgendarstellung wechselten die Patienten unter Belassung der angebrachten Markierungen in die im gleichen Haus untergebrachte Abteilung Klinische Physiotherapie (Chirurgie) des Instituts für Physiotherapie der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Hier wurden den Patienten die Referenzmarkierungen durch gleichgroße Körperoberflächenmarker in oben dargestellter Weise ersetzt.

4. Nochmals wurde den Patienten der standardisierte Bewegungsablauf erklärt und demonstriert. Auch während der Untersuchung zeigte der jeweilige Mituntersucher die Übungsformen und Geschwindigkeiten an. Es folgte die Messung in standardisiertem Ablauf:

- Neutralstellung: aufrecht stehend, Blick geradeaus, Arme hängend, Daumen jeweils nach vorne gerichtet, Füße parallel mit zirka 10 cm Innenknöchelabstand
- Kalibrierung in Neutralstellung
- aus Neutralstellung - maximale linkslaterale Flexionsstellung - Neutralstellung - maximale rechtslaterale Flexionsstellung - Neutralstellung (anschließend zwei Wiederholungen dieses Zyklus)
- wiederum Kalibrierung in Neutralstellung
- aus Neutralstellung - maximale Anteversionsbewegung - Neutralstellung - maximale Retroversionsbewegung - Neutralstellung
- (anschließend zwei Wiederholungen dieses Zyklus)

In jeder Neutralstellung wurde eine kurze Pause eingelegt. Bei den aktiven Bewegungen wurde durch die Untersucher auf eine weitgehende Fixierung des Beckens, sowie eine möglichst geringe Rotation geachtet. Die Registrierung der Bewegungen wurde durch einen

Untersucher direkt auf dem Bildschirm verfolgt. Somit konnten auftretende Messartefakte erkannt und die entsprechende Messung wiederholt werden.

Abbildung 9 zeigt die Durchführung der 3D-SL an einer gesunden Probandin in Anteflexionstellung.



Abbildung 9: Messung des Bewegungsausmaßes sowie Untersuchung auf intersegmentale Verschieblichkeit in Anteflexion

Pointer Mobility (3D-PM)

Als zusätzliche Untersuchung konnte bei allen beteiligten Patienten eine zebris® Taststift (Pointer Mobility; 3D-PM)-Untersuchung durchgeführt werden. Für diese Untersuchungsart konnte das Gütekriterium der Validität als erfüllt nachgewiesen werden (Küster 2003).

Das zebris-Messsystem CMS 70P bietet in Verbindung mit dem Ultraschall-Abtaststift umfangreiche Möglichkeiten der statischen Wirbelsäulen- bzw., Rückenvermessung sowie der Messung der Wirbelsäulenbeweglichkeit.

In der Anwendung wurden durch den Hauptuntersucher Referenzfreifachmarker mittels Klettband am Körper des Patienten befestigt. Danach wurden mehrere anatomisch tastbare

und klinisch relevante Knochenpunkte (Acromion bds., Spina iliaca superior posterior bds. Spina iliaca superior anterior, Scapulaunterkante bds.) markiert und zusammen mit der Wirbelsäule von C7 bis S3 als Ausgangssituation in aufrechter Stellung und danach in Ante- und Retroflexion sowie Links- und Rechtslateralflexion der Wirbelsäule unter vorgeschriebener Reihenfolge und in zwei Zyklen mittels Taststift abgetastet.

Die Übungen wurden mit den Patienten vorher besprochen und während der Untersuchung ebenfalls demonstriert.

Die folgende Darstellung zeigt die Durchführung der 3D-PM an einer gesunden Probandin in Anteflexionshaltung.



Abbildung 10: Funktionsprüfung LWS, 3D-PM, in Anteflexion

Im Anschluss daran wurde die LWS-Beweglichkeit der Patienten mit Hilfe von Goniometer-Messungen und Schober-Messungen ermittelt. Die Patienten erhielten einen Oswestry-Fragebogen, der unter Anleitung der 3D-BA-Untersucher ausgefüllt wurden.

Alle Funktionsröntgen und 3D- Bewegungsanalysen wurden nach der Primärbefundung durch Zweitbewerter beurteilt.

Insgesamt betrug der Messaufwand für den gesamten Messablauf (Röntgen, 3-D-BA) mit Applikation der jeweiligen Marker, einer kurzen Anamnese u.a. mit Fragebögen zur

funktionsbezogenen Lebensqualität, visueller Analogskala (VAS) und einer kurzen klinischen Untersuchung pro Patient etwa 60-75 Minuten.

3.3 Datenverarbeitung

Datenverarbeitung der Messergebnisse der 3D-SL

Zur Datenspeicherung und -verarbeitung wurde das zum CMS 70P gelieferte Analyseprogramm „WinSpine v1.38“ verwendet. Im Signal-Viewer konnten die Bewegungsausmaße der Patienten während der Messung überwacht werden. Das Messbild stellte die in zwei Bewegungsebenen erreichten Bewegungsausmaße als Funktion des zeitlichen Verlaufs der Messung dar. Anschließend wurden durch das Setzen von Markierungen -(Linien-vertikal) relevante Messsequenzen (Messabschnitte) ausgewählt, durch das System automatisch analysiert und die Datensätze gespeichert. Die so gewonnenen gleichzeitig erfassten dreidimensionalen Bewegungsdaten können im „Record-Viewer“ als Messbild abgerufen werden.

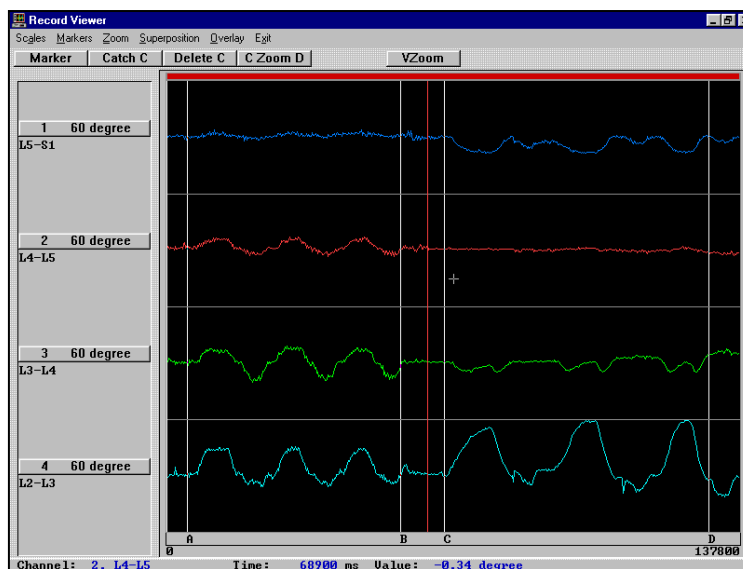


Abbildung 11: Darstellung eines Messbildes (exemplarisch) der D-SL aus dem Analyseprogramm „winSpine v1.38“

Die frontalen und sagittalen Ebenen sind in ihren Kurvenverläufen untereinander angeordnet, wobei sich so Bewegungsartefakte erkennen und zu den eigentlichen Hauptbewegungen zuordnen lassen.

Signal Viewer

Das Programm erzeugte im Messbild automatisch rote Markierungen, die Start und Stop des Einzeltests anzeigen.

In die zwei abgetrennten Bereiche mussten jeweils zwei sogenannte Zeitmarker gesetzt werden. Danach war das Abspeichern und Bearbeiten der Daten möglich.

Nach der automatischen Datenanalyse wurden die Ergebnisse im „Report“ per Bildschirm angezeigt und anschließend ausgedruckt.

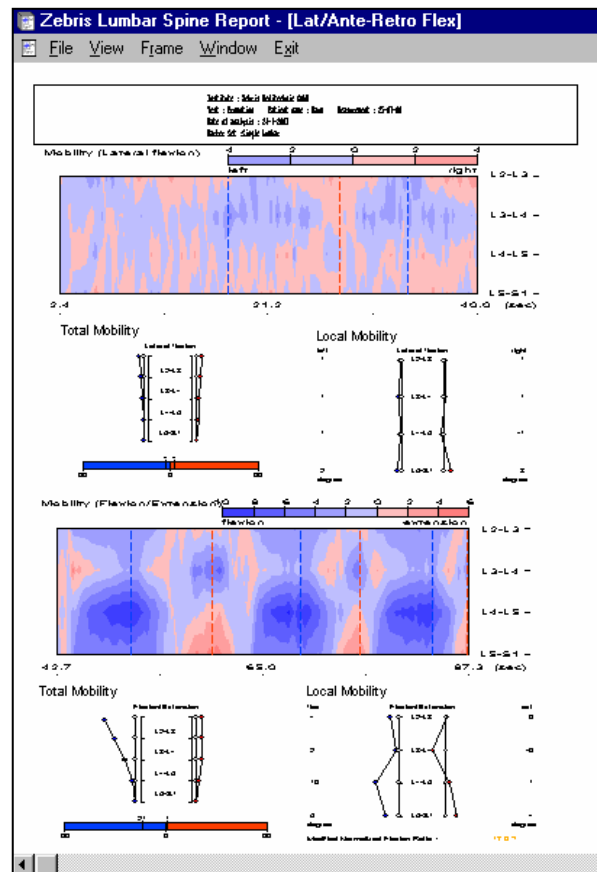


Abbildung 12: Beispiel für einen Single lumbar Report (Teil I) (exemplarisch) der 3D-SL aus dem Analyseprogramm „winspine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Die Mobilitätswinkel werden zwischen je drei Markern in einer Projektionsebene gemessen, die für die Messung der Seitneigebewegungen durch die Marker 1, 2, 8 definiert wird.

Das Bewegungsausmaß für die Hauptbewegungen wurde aus den jeweiligen Maximalwerten der ausgewählten Kurvenausschnitte errechnet und als absoluter Winkel in Balkendiagrammen im Teil 1 Zebris Lumbar Spine (Lat/ Ante-Retro Flex)-Report dargestellt.

Den zweiten Teil des Report bildet der Zebris Flexion Coordination Report. Darin werden beispielsweise die Momentanwinkel der Lendenwirbelsäule gegen die Vorneigung des Oberkörpers bezüglich der Nullposition in Neutralstellung aufgetragen. Es lassen sich Rückschlüsse auf die ROM (Range of motion) der LWS in bezug zur Neutralstellung ableiten. Weiterhin bietet dieser Reportabschnitt die Möglichkeit den Kippwinkel des Beckens zu beurteilen und diesen Aspekt in die Einschätzung der LWS-ROM einfließen zu lassen. In der vorliegenden Arbeit wurde dieser Aspekt außer Acht gelassen und ging nicht in die Auswertung/Bewertung ein.

Die Marker 1 und 2 bestimmen die Lage der Frontalebene, die zur Bestimmung der Vorneigung des Oberkörpers (oberste beide Marker) als Referenz dient.

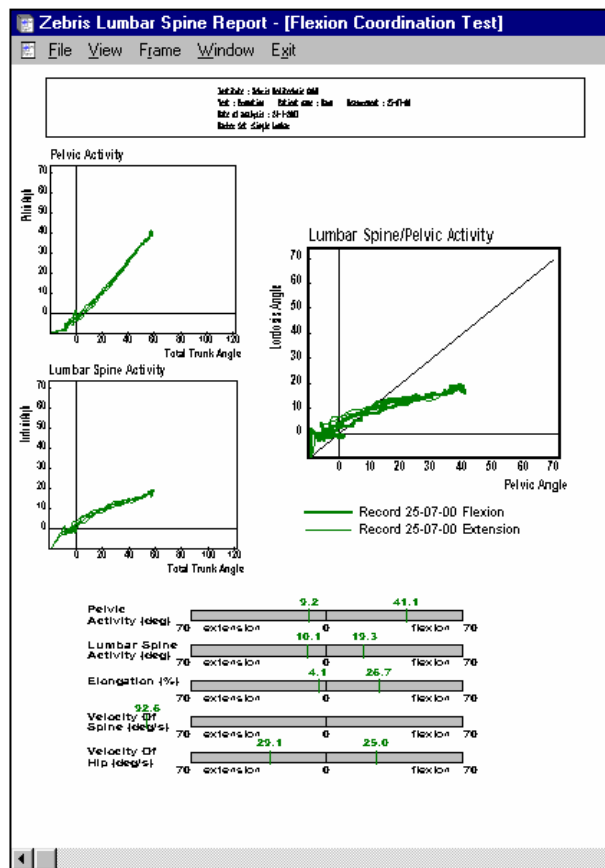


Abbildung 13: Beispiel für einen Single lumbar Report (Teil II) (exemplarisch) der 3D-SL aus dem Analyseprogramm „winspine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Datenverarbeitung der Messergebnisse der 3D-PM

Der erste Teil des Report entspricht der Neutralstellung der Wirbelsäule (Zebris Posture Report)

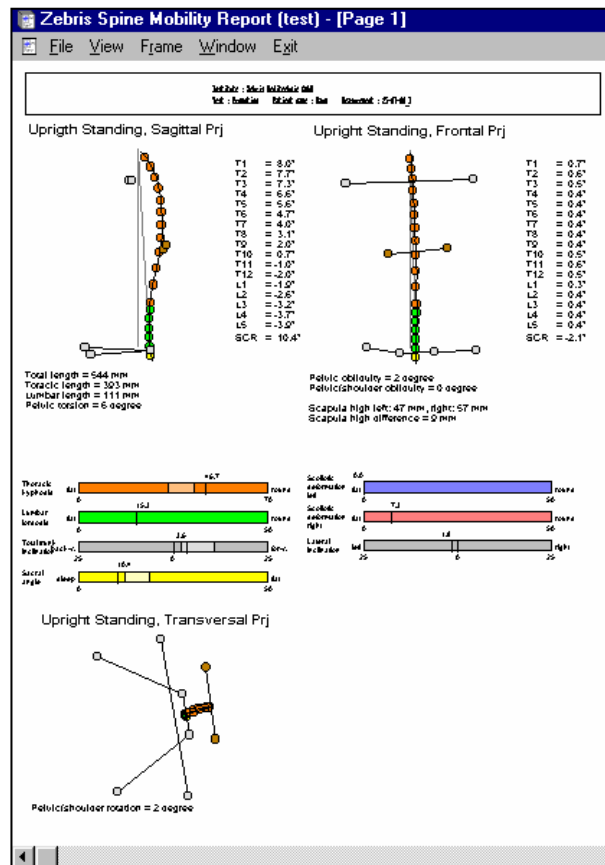


Abbildung 14: Beispiel für einen Pointer Mobility Report (Teil I) (exemplarisch) der 3d-pm aus dem Analyseprogramm „winspine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

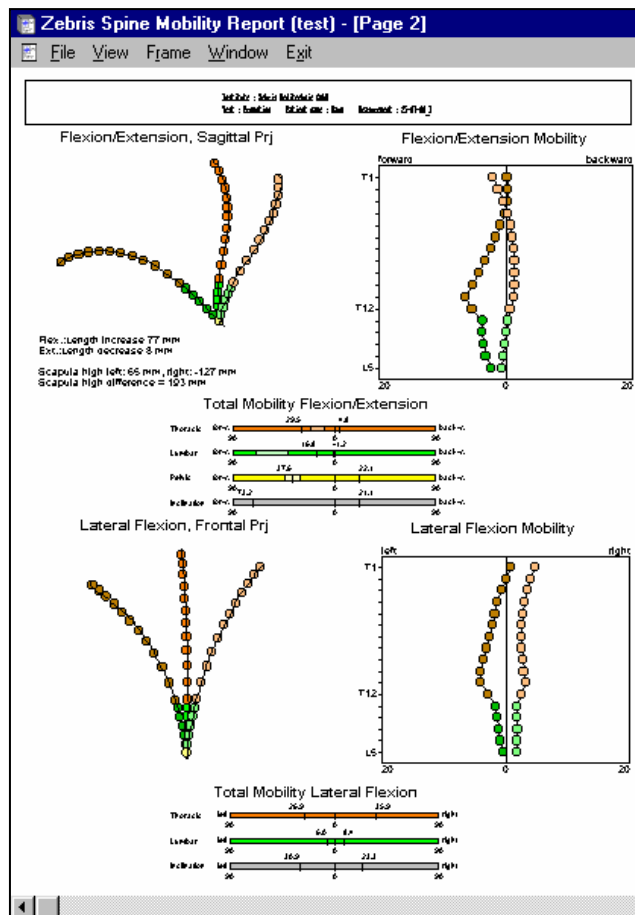


Abbildung 15: Beispiel für einen Pointer Mobility Report (Teil II) (exemplarisch) der 3D-PM aus dem Analyseprogramm „winspine v1.38“, Bewegungsausmaße der Hauptbewegungen in Grad

Das Analyseprogramm errechnete anhand der abgetasteten Punkte und voreingestellter Normalwirbelkörperabstände ein Abbild der Wirbelsäule in den jeweiligen Bewegungen.

Weitere Messparameter beschreiben die Gesamtlänge der Dornfortsatzlinie sowie den Anteil der Brust- und Lendenwirbelsäule.

Zusätzlich wurden noch der Beckenschiefstand, die Beckenverdrehung und die Becken-Schulter Rotation graphisch und quantitativ dargestellt.

Die Bewegungsumfänge (ROM) der entsprechenden Bewegungsebene wurden durch Addition der Maximalwinkel der Einzelbewegungen berechnet.

ROM		
Single lumbar	Ante-/ Retroflexion	in Grad
	Links-/ Rechtsflexion	in Grad
Pointer mobility	Ante-/ Retroflexion	in Grad
	Links-/ Rechtsflexion	in Grad
Schober (gesamt)	Ante-/ Retroflexion	in cm
Goniometer (Winkelmesser)		
	Ante-/ Retroflexion	in Grad
	Links-/ Rechtsflexion	in Grad

Abbildung16: Zuordnungen von Messmethode, Bewegung und Einheit

Alle zu untersuchenden Rohdaten der klinischen Untersuchung, des Funktionsröntgens, der Fragebögen und der 3-DBA wurden in Excel-Tabellen (Microsoft® Excel 2000) aufgenommen. Daraus wurden dann die entsprechenden Datensätze zur statistischen Datenanalyse ins SPSS- Softwareprogramm (SPSS 11.5 für Windows) transferiert.

3.4 Statistische Methoden

34.1 Prüfung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit

Die Ermittlung des Bewegungsausmaßes erfolgte über die Methode der 3D-SL-Messung, der 3D-PM-Messung und den klinischen Goniometer bzw. Winkelmessungen in deskriptiven Statistiken. Das 3D-SL-Verfahren und die 3D-PM-Messung wurden darüber hinaus als Verteilung in Boxplots dargestellt. Diese Boxplots sind schematische Häufigkeits-Verteilungen, die als Kasten, in den 50 % der Werte fallen, durch das 1. und 3. Quartil begrenzt werden. Der Medianwert wird durch die Linie im Kasten dargestellt. Die äußeren, begrenzenden Linien sind Minimal-, bzw. Maximalwerte, welche illustrieren, wohin die restlichen 50 % der Werte streuen, sofern sie keine Ausreißer sind (Bühl und Zöfel 2000).

3.4.2 Prüfung der Reliabilität

Reliabilität der 3D-SL in der gesamten Stichprobe

Es sollte untersucht werden, wie sich der Grad der Übereinstimmung einer Messung bei wiederholter Erhebung durch einen Untersucher bei der 3D-SL an Patienten mit klinischer Fragestellung verhält.

Der ICC (engl.: Intraclass Correlation Coefficient – deutsch: Intraklassen-Korrelationskoeffizient) definiert das Verhältnis der relevanten Varianz zur Gesamtvarianz (Shrout und Fleiss 1979; Roebroeck et al. 1993) und überprüft die Übereinstimmungen von Messungen, die an denselben Subjekten vorgenommen wurden.

In der vorliegenden Studie wurde nur die Reliabilität für die 3D-SL Messung betrachtet. Hierfür wurden die ICC der gesamten LWS und ihrer einzelnen Segmente in den jeweiligen Bewegungen berechnet und für definierte Stichproben unter verschiedenen Fragestellungen verglichen.

Für die Berechnung wurde das ANOVA- Modell „Zwei Wege zufällig mit absoluter Übereinstimmung“ (entspricht der ICC-Formel (2,1) Formel nach Shrout und Fleiss 1979), beziehungsweise der ICC (A,1) (nach McGraw und Wong 1996) angewendet.

Die Beurteilung der Reliabilität erfolgte über die Single-Messure-ICC's und deren 95 %- igen Konfidenzintervalle, die sich als obere (upper) und untere (lower) Grenzwerte darstellen lassen.

Die Bewertung der ICC lehnte an der von Bogduk verfassten Bewertung (Tabelle 4) an.

Wertung Übereinstimmung	ICC
Perfekte	1,00
Exzellente	0,8-0,99
Gute	0,6-0,79
Schwache	0,4-0,59
ungenügende	0,2-0,39
Keine	0,0-0,19

Tabelle 4: Bewertung des Intraclass-Korrelationskoeffizienten (ICC) nach Bogduk

Vergleich der Reliabilität in den BMI-Subgruppen

Dabei bedienten wir uns des BMI-Quotienten, der ein aussagefähiges quantitatives Maß für die Konstitution der Patienten darstellt. Er lässt vergleichende Untersuchungen innerhalb von Kollektiven zu. Die Beantwortung dieser Teilfrage sollte helfen, die untersuchte Meßmethode in ihrer Durchführbarkeit und Praktikabilität einzuschätzen.

Die Grundgesamtheit wurde hierfür in zwei Einzelstichproben unterteilt, wobei der Grenzwert für den BMI (Body-Mass-Index) 28 betrug. Dieser Wert erklärt sich aus der Tatsache, dass er im Bereich des „normalen“ BMI (25-30) liegt und die zur Verfügung stehende untersuchte Stichprobe in zwei zirka gleichgroße Stichproben teilt. Verglichen wurden diese Stichproben über ihre jeweiligen ICC's der Anteflexion der gesamten LWS und ihrer jeweiligen intersegmentalen Bewegungen.

Vergleich der Reliabilität für 3D-SL-Messungen bei Pat. mit röntgenologisch nachgewiesenen Instabilitäten der LWS und mit röntgenologisch stabilen LWS-Verhältnissen

Dazu wurde die Grundgesamtheit in die Gruppe der Patienten mit röntgenologisch nachgewiesenen Instabilitäten der LWS und in die Gruppe der Patienten mit röntgenologisch stabilen LWS-Verhältnissen unterteilt.

Verglichen wurden die ICC's bei der 3D-SL-Messung in Anteflexion der gesamten LWS und ihrer jeweiligen Segmente.

3.4.3 Prüfung der Validität

Korrelationen der 3D-SL mit Zielparametern anderer LWS-Bewegungsfunktionsmessungen, können zur Einschätzung der Konstruktvalidität herangezogen werden. Als Vergleichsmethoden sind Assessments (klinische Bewegungsmessungen mittels Goniometer, FBA oder Schober Maß, Schmerzbewertung und Fragebögen zur funktions-bezogenen Lebensqualität, sogenannte Outcomes), die als praktische Verfahren bereits klinisch etabliert und bei denen die Messgütekriterien nachgewiesen sind (Schreiber et al. 1999) geeignet.

Der Vergleich ist aufgrund der Annahmehäufigkeit, dass die 3D-SL-Untersuchung das gleiche Konstrukt darstellt wie diese Vergleichsuntersuchungen. Die vorliegende Arbeit sollte also untersuchen, ob sich Zusammenhänge der 3D-SL zu schon vorhandenen Ergebnissen anderer Assessments herausstellen lassen. Weiterführend könnte man diese Aussage zur Einschätzung des Stellenwertes der Methode in der Vielfalt der Untersuchungsmethoden der Wirbelsäule und ihrer Beweglichkeit verwenden.

Für alle Validitätsuntersuchungen wurden die Person'schen Korrelationskoeffizienten für bivariate Korrelationen mit paarweisem Fallausschluss ermittelt und das Signifikanzniveau auf $p \leq 0,05$ (1-seitig) bzw. $p \leq 0,01$ (2-seitig) festgelegt.

3.4.4 Prüfung der Sensitivität und Spezifität

Die Sensitivität und Spezifität wurde für die 3D-SL Messungen anhand des Goldstandards LWS-Funktionsröntgen ermittelt.

Dabei wurde die in der 3D-SL Messung gefundene größte Winkeländerung (in Grad) von Segment zu Segment in Anteflexionsbewegung mit dem Ergebnis im Röntgen (größte Wirbelkörperverschiebung in Millimeter) verglichen. Unterteilt wurden die Werte in den Gesamtzyklus und die jeweiligen Einzelzyklen der 3D-SL Messung.

Als statistische Methode zur Berechnung von Sensitivität und Spezifität wurde die Vierfeldertafel-Analyse des Institutes für Biomathematik der Universität Münster genutzt.

3.4.5 Ermittlung von Normwerten

Zum Vergleich der Ergebnisse der Messung von LWS- Beweglichkeitsausmaßen mittels 3D-SL stehen eine Vielzahl von Daten anderer Assessments oder Messmethoden zur Verfügung. Zumeist erfolgte deren Ermittlung jedoch an „rücken- und wirbelsäulengesunden“ Probanden.

In der Literatur (Yamamoto et al. 1989; Kapandji 1992; Dvorak et al. 1997; Pennig 2000) waren Untersuchungen und Daten zu ermittelten Normalwerten z.T. unter verschiedenen Gesichtspunkten, beispielsweise den intersegmentalen Winkeländerungen bei Flexionsbewegung der LWS in Winkelgraden, oder dem globalen Bewegungsausmaß der gesamten

LWS bei Anteversionsbewegung in Grad beschrieben, die nun eine vergleichbare Basis für die vorgenommene Einschätzung der Meßmethode in der Studie darstellen.

4. Ergebnisse

4.1 Reliabilitätsuntersuchung der 3D-SL

Für die Prüfung der Reliabilität konnten die Datensätze aller 45 Patienten in der Messung mittels 3D-BA zebris® CMS 70P (3D- Single Lumbar) zur Auswertung kommen, es gab keine Untersuchungsausfälle oder Fehlwerte.

Zur Ermittlung der Reliabilitäten der LWS-Beweglichkeitsmessungen mit der 3D-SL wurden der ICC sowie die oberen und unteren Grenzen des dazugehörigen 95 %igen Konfidenzintervalls verwendet.

4.1.1 Intra-Session (Intra-Rater) Reliabilität der Bewegungsmessung

Bei der Beurteilung der Intra-Session-Reliabilität wurden die Ergebnisse von jeweils drei Einzelmessungen in den LWS-Hauptbewegungen Anteflexion, Retroflexion, Links- und Rechtslateralflexion für die LWS-Gesamtbeweglichkeit, sowie die intersegmentalen LWS-Beweglichkeiten verglichen.

Die Intra-Class-Coeffizienten (ICC) und die dazugehörigen 95 %igen Konfidenzintervalle sind in Tabelle 5 und 6 aufgeführt.

Anteflexion			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	45	0,9339	0,8945	0,9607
L2/3	45	0,9439	0,9103	0,9669
L3/4	45	0,7655	0,6504	0,8538
L4/5	45	0,8787	0,8112	0,9267
L5/S1	45	0,9641	0,9421	0,9789

Tabelle 5: Intra-Session-Reliabilität 3D-SL, n=45, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC-, obere und untere Grenze, Anteflexion

Die ICC-Werte der Anteflexionsbewegung liegen für die einzelnen LWS-Segmente bzw. für die gesamte LWS zwischen 0,7655 und 0,9641. Das entspricht mit Ausnahme des ICC für das Segment L3/4 einer exzellenten Reliabilität. Die dazugehörigen Konfidenzintervall-Untergrenzen erreichen wiederum bis auf Segment L3/4 eine exzellente Reliabilität.

Das Segment L3/4 zeigt eine gute Wiederholbarkeit in der Anteflexionsbewegung (0,7655).

Retroflexion			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	45	0,4928	0,3156	0,6561
L2/3	45	0,6989	0,5634	0,8081
L3/4	45	0,3735	0,1882	0,5583
L4/5	45	0,6561	0,5093	0,7780
L5/S1	45	0,8398	0,6235	0,7450

Tabelle 6: Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Retroflexion

Für die Retroflexionsbewegung nehmen die ICC Werte zwischen 0,3735 und 0,8398 an, die einer schlechten bis exzellenten Reliabilität entsprechen. Besonders gute Wiederholbarkeit der Messergebnisse spiegelt sich beim Segment L5/S1 (0,8398) wieder, wobei Segment L3/4 einen negativen Ausreißer darstellt (0,3735).

Die dazugehörigen unteren Grenzen des 95 % Konfidenzintervalls sind gut (Segment L5/S1) zum Teil aber auch ungenügend reliabel (L3/4 - 0,1882).

Links Lateralflexion			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	45	0,8819	0,8156	0,9289
L2/3	45	0,7044	0,5699	0,8121
L3/4	45	0,6862	0,5470	0,7993
L4/5	45	0,6654	0,5207	0,7846
L5/S1	45	0,7248	0,5893	0,8283

Tabelle 7: Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Links Lateralflexion

Für die Prüfung der Links-Lateralflexionsbewegung errechneten sich ICC-Werte von 0,6654 bis 0,8819, was eine gute bis exzellente Zuverlässigkeit der 3D-SL Messung widerspiegelt. Die dazugehörigen Untergrenzen liegen im Bereich ausreichender bis exzellenter Werte. Besonders hohe Zuverlässigkeit ließ sich für die gesamte Lendenwirbelsäule nachweisen, ohne dass es größere Negativ-Ausreißer gab. Die dazugehörigen unteren Grenzen des Konfidenzintervall waren gut reliabel.

Die Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung für die Rechts-Lateralflexion sind in der folgenden Tabelle aufgeführt.

Rechts Lateralflexion			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	45	0,9143	0,8639	0,9491
L2/3	45	0,7007	0,5654	0,8094
L3/4	45	0,7926	0,6881	0,8716
L4/5	45	0,7804	0,6714	0,8635
L5/S1	45	0,7616	0,6390	0,8529

Tabelle 8: Reliabilität 3D-SL, n=45 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Rechts Lateralflexion

Es ergaben sich bei der Betrachtung der Rechts-Lateralflexion exzellente bis gute ICC-Werte sowie exzellente obere Grenzen. Es zeigten die unteren Grenzen schwache (Segment L2/3) bis zu exzellente (gesamte LWS) Übereinstimmungen.

Bei der Untersuchung zur Zuverlässigkeit der Single Lumbar Messungen an der LWS kristallisierte sich eine überwiegend exzellente bis gute Wiederholbarkeit heraus (Werte des ICC zwischen 0,6561 und 0,9641).

Auffällig waren negative Ausreißer-Werte, bedingt durch Segment L3/4 (0,375 in der Retroflexionsbewegung).

Im Vergleich der Anteflexionsbewegung mit der Retroflexionsbewegung machten sich Reliabilitäten für die Vorwärtsneigung mit deutlich besseren Werten bemerkbar.

Zwischen den Seitneigungen (Links- und Rechtslateralbewegung) waren etwas bessere Werte für die Neigung nach rechts zu erfassen als zur Gegenseite.

4.1.2 Intra-Rater Reliabilität und Body-Mass-Index

Um Aussagen zur Intra-Rater Reliabilität in Bezug zum Body-Mass-Index treffen zu können, wurde die Gesamtgruppe in zwei Teilgruppen unterteilt. Dabei stellte der BMI von 28 den Trennwert zwischen beiden Gruppen dar. Dieser Wert liegt im Übergangsniveau zwischen Normal- und Übergewicht und teilt die Gruppen in 22 (BMI < 28) bzw. 23 Patienten (BMI > 28).

Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 und 10 dargestellt.

niedriger BMI			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	23	0,9736	0,9485	0,9878
L2/3	23	0,9770	0,9547	0,9894
L3/4	23	0,9701	0,9418	0,9862
L4/5	23	0,9342	0,8747	0,9691
L5/S1	23	0,9622	0,9267	0,9825

Tabelle 9: Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit niedrigem BMI < 28, n=23 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion

hoher BMI			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	22	0,8971	0,8053	0,9521
L2/3	22	0,9272	0,8597	0,9665
L3/4	22	0,6237	0,3930	0,8047
L4/5	22	0,8288	0,6899	0,9182
L5/S1	22	0,9662	0,9332	0,9847

Tabelle 10: Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit hohem BMI > 28, n=22 Patienten, V.a. segmentale lumbale Instabilität, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion

Die aufgeführten Ergebnisse zeigten für die Stichprobe mit niedrigerem BMI durchweg bessere ICC- bzw. untere Grenzwerte, als für die Patientengruppe mit hohem BMI.

Die Reliabilitäten der Anteflexionsbewegung in allen Segmenten und der gesamten LWS erwiesen sich bei der Patientengruppe mit niedrigem BMI genau wie die unteren Grenzen des Konfidenzintervall als exzellent.

Für die Patienten, welche der Gruppe mit hohem BMI angehören, konnten bei gleicher Betrachtungsweise ICC-Werte nachgewiesen werden, welche einer exzellenten (alle Segmente außer L3/L4) bis guten (L3/4) Reliabilität entsprechen.

Die unteren Grenzen des dazugehörigen Konfidenzintervall sind im Bereich der exzellenten (0,9332) bis ungenügenden (0,3930; wiederum L3/L4) Reliabilität angesiedelt.

Es fällt wiederholt auf, dass die Beweglichkeitsmessung im Segment L3/4 eine deutlich geringere Reliabilität aufweist als die mituntersuchten, angrenzenden LWS-Segmente oder die gesamte LWS. Besonders deutlich wurde dies für die Messungen der Gruppe der Patienten mit hohem BMI.

4.1.3 Intra-Rater Reliabilität und segmentale lumbale Instabilität

Für die Überprüfung der Intra-rater Reliabilität der 3D-SL bei Messungen an Patienten mit Verdacht auf segmentale lumbale Instabilität konnten die Daten von 37 Patienten in die Auswertung einbezogen werden.

Zur Stichprobe der röntgenologisch instabilen Patienten zählten 11 Patientenmessungen und 26 Patienten wiesen stabile lumbale Wirbelsäulenverhältnisse auf.

Die restlichen 8 Patientenmessungen stellten missings dar (röntgenologisch ungenaue oder fehlerhafte Messungen), sodass sie nicht in die Beurteilung mit eingehen konnten.

Tabelle 11 und 12 stellen die ICC-Werte und Konfidenzintervalle (95%) numerisch dar.

stabil			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	26	0,9738	0,9504	0,9873
L2/3	26	0,9667	0,9376	0,9838
L3/4	26	0,8323	0,7097	0,9141
L4/5	26	0,9380	0,8856	0,9695
L5/S1	26	0,9737	0,9007	0,9464

Tabelle 11: Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit im Röntgen nachgewiesener Stabilität, n= 26, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion

instabil			95,00 % CI	
Segment	n	ICC	untere Grenze	obere Grenze
Gesamte LWS	11	0,8412	0,6354	0,9494
L2/3	11	0,8903	0,7252	0,9684
L3/4	11	0,4919	0,1049	0,8172
L4/5	11	0,7469	0,4538	0,9211
L5/S1	11	0,9590	0,8881	0,9962

Tabelle 12: Intrarater-Reliabilität, 3D-SL, für Patienten mit im Röntgen nachgewiesener Instabilität, n=11, ICC, obere und untere Grenze, Anteflexion

Es zeigen sich bei diesen Werten große Abweichungen der ICC und zugehörigen obere und untere Grenzen des 95 %igen Konfidenzintervalls in Bezug auf die jeweiligen Segmente bzw. die gesamte LWS und die Stabilitätsverhältnisse.

So konnten die Reliabilitäten bei „stabilen“ Patienten allesamt als exzellent und die zugehörigen unteren Grenzwerte als gut bis exzellent nachgewiesen werden.

Im Gegensatz dazu, schwanken die ICC-Werte bei „instabilen“ Patienten von schwacher (Segment L3/4) bis hin zur exzellenten Reliabilität (Segment L5/S1). Die unteren Grenzen nehmen Werte an, die exzellenter Reliabilität (L5/S1), z.T. aber auch keine Reliabilität (Segment L3/4) nachweisen.

Zu bemerken ist die deutlich bessere Reliabilität (sowohl bei den ICC-Werten als auch den unteren Grenzen des dazugehörigen Konfidenzintervalls) bei Patienten mit stabilen Verhältnissen der Lendenwirbelsäule gegenüber den „instabilen“ Patienten.

Wiederum ist das Segment L3/L4 mit deutlich schlechterer Übereinstimmung als alle anderen Segmente und die gesamte LWS in die Betrachtung eingegangen.

4.2 Validitätsuntersuchung

4.2.1 Zusammenhang der 3D-SL mit klinischen Daten, Schmerzbewertung und Lebensqualität

Die nachfolgenden Tabellen stellen die Korrelationen zwischen der 3D-SL Messung mittels zebris® CMS 70P und den klinischen Funktionswerten der Goniometer- und der Schober-

untersuchung dar. Es konnten die Daten von 44 Patienten zur Auswertung gelangen. Eine Messung war fehlerhaft.

3D-SL	Goniometer	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Flexion	Flexion	44	0,394	0,008
Extension	Extension	44	0,243	0,113
ROM	ROM	44	0,378	0,011

Tabelle 13: Korrelation 3D-SL – Klinik (Goniometer), 3D-SL, n=44, Flexion, Extension, ROM, Korrelationskoeffizient, Signifikanz

Es werden zwischen der 3D-SL Messung und den Goniometer-Werten Korrelationen auf einem Signifikanzniveau von 0,01 für die Flexionsbewegung deutlich. In der Gesamtbewegung korrelieren die Werte auf einem Niveau von 0,05 signifikant, die restlichen Untersuchungen ergaben keine nachweisbaren Korrelationen.

3D-SL	Schober	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Flexion	Schober forward	44	0,299	0,048
Extension	Schober backward	44	0,011	0,943
ROM	Schober gesamt	44	0,073	0,634

Tabelle 14: Korrelation 3D-SL – Klinik (Schober), 3D-SL, n=44, Flexion, Extension, ROM, Korrelationskoeffizient, Signifikanz

Bei der Berechnung der Korrelationen zwischen 3D-SL Messung und Schobertest ergeben sich für die Flexionsbewegung signifikante (Niveau 0,05) Werte und für die Extension und Gesamtbewegung (ROM) keine nachweisbaren Korrelationen.

Tabelle 15 beinhaltet die Korrelationsergebnisse und Signifikanzen zwischen zebris® 3D-SL Messungen und Angaben der Visuellen Analog Skala (VAS).

3D-SL	VAS	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Flexion	VAS	45	0,209	0,169
Extension	VAS	45	-0,164	0,281
ROM	VAS	45	0,083	0,590
Jeweils größte Winkeländerung	VAS	45	0,191	0,209

Tabelle 15: Korrelation 3D-SL– Visuelle Analog Skala (VAS), n=45, Flexion, Extension, ROM, jeweils größte Winkeländerung der LWS, Korrelationskoeffizient, Signifikanz

Bei Betrachtung der Vorwärts- und Rückwärtsbewegung sowie Gesamtbewegung und der größten intersegmentalen Winkeländerung von zebris® 3D-SL Messungen und Angaben der VAS konnten keine signifikanten Übereinstimmungen nachgewiesen werden.

Die folgende Tabelle zeigt die Korrelationen und Signifikanzen zwischen 3D-SL Messung und Oswestry-Fragebogen (ODQ), wobei 45 Patientendatensätze ausgewertet werden konnten.

3D-SL	Oswestry	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Flexion		45	-0,07	0,641
Extension		45	-0,119	0,436
ROM		45	-0,134	0,380
Jeweils größte Winkeländerung		45	-0,024	0,873

Tabelle 16: Korrelation 3D-SL – Oswestry (D-SL, ODQ), n=45, Flexion, Extension, ROM, jeweils größte Winkeländerung der LWS, Korrelationskoeffizient, Signifikanz

In diesem Vergleich konnten für alle Bewegungen der Lendenwirbelsäule keine Korrelationen zwischen den 3D-SL Messungen und den ODQ-Angaben festgestellt werden.

4.2.2 3D-SL im Vergleich zu Pointer Mobility (3D-PM) und Röntgenfunktions- Daten

In Tabelle 17 finden sich die Korrelationsergebnisse zwischen zebris® 3D-SL Messung und zebris® 3D-PM Messung, wobei nur die Sagittalebene vergleichend betrachtet werden konnte. Insgesamt konnten für die lumbale Messung 44 Patientendatensätze und für die pelviale Messung 45 Datensätze verwendet werden .

LUMBAL

3D-SL	3D-PM	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Lumbar: Flexion	Lumbar: Flexion	44	0,129	0,404
Lumbar: Extension	Lumbar: Extension	44	0,064	0,681
Lumbar: ROM	Lumbar: ROM	44	0,327*	0,028

Tabelle 17: Korrelation 3D-SL – 3D-PM, n=44, Flexion, Extension, ROM, Korrelationskoeffizient, Signifikanz, Sagittalbewegungen lumbal

PELVICAL

3D-SL	3D-PM	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Pelvic: Flexion	Pelvic: Flexion	45	0,524*	0,001
Pelvic: Extension	Pelvic: Extension	45	0,008	0,960
Pelvic: ROM	Pelvic: ROM	45	0,145	0,343

Tabelle 18: Korrelation (3D-SL, 3D-PM), n=44, Flexion, Extension, ROM, Korrelationskoeffizient, Signifikanz, Sagittalbewegungen pelvic

Für die lumbale Gesamtbewegung konnte genau wie für die pelviale Anteflexionsbewegung eine Korrelation auf einem Signifikanzniveau von 0,05 (2-seitig) nachgewiesen werden. Zwischen allen anderen in Frage kommenden Werten (lumbal: Anteflexions- und Retroflexionsbewegung sowie pelvical: Retroflexion und ROM) ergaben sich keine signifikanten Übereinstimmungen.

3D-SL	Röntgen	n	Korrelationskoeffizient	Signifikanz
Jeweils größte Winkeländerung	Röntgen	45	0,171	0,261

Tabelle 19: Korrelation 3D-SL (jeweils größte Winkeländerung der LWS) – Funktionsröntgen (Abweichung in metrischen Maßen), n=45, Korrelationskoeffizient, Signifikanz

Tabelle 19 beinhaltet den Korrelationskoeffizienten, der beim Vergleich zwischen den Werten der größten intersegmentalen Winkeländerungen der LWS (mittels zebris ® 3D-SL gemessen) und der größten, im Röntgen dargestellten, intersegmentalen Abweichung (metrisches Maß) gebildet wurde. Es konnten 45 Patienten ausgewertet werden, dabei ergaben sich keine Hinweise auf signifikante Korrelation zwischen diesen Werten.

4.3 Untersuchung diagnostischer Gütekriterien

4.3.1 Sensitivität der 3D-SL und

4.3.2 Spezifität der 3D-SL

Im folgenden Diagramm/ ROC-Kurve werden die errechneten Werte für die Sensitivität und Spezifität der 3D-SL Messungen, bezogen auf den Standard der Instabilitätsdiagnostik, dem Funktionsröntgen der LWS und gegeneinander aufgetragen, dargestellt.

Es konnten insgesamt 37 Patientendatensätze ausgewertet bzw. verglichen werden, bei den restlichen Patienten kam es zu sogenannten missings (fehlerhaften Messungen), wobei entweder Daten fehlten, oder Messunregelmäßigkeiten zum Ausschluss der Daten führte.

Um eine standardisierte kompakte Auswertemöglichkeit zu erhalten, wurde lediglich die Messung der Anteflexionsbewegung in die Untersuchung einbezogen.

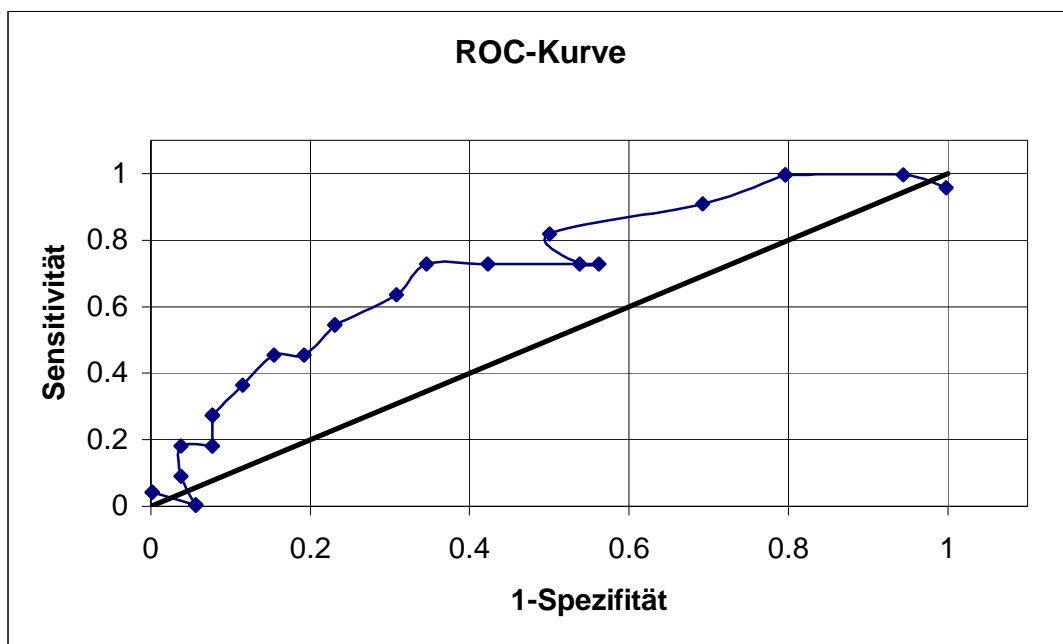


Abbildung 16: ROC-Kurve, 3D-SL

Gesamter Zyklus:

Für die Messungen des gesamten Zyklus als Summe seiner drei Einzelmessungen konnten Werte für die Sensitivität der zebris® Single Lumbar- Messungen zwischen 0,004 und 0,996 ermittelt werden.

Die besten Sensitivitäten werden bei Winkeländerungen von 5, 6 und 7 Grad erzielt.

Die Spezifität des gesamten Zyklus liegt zwischen 0,002 und 0,998. Hier werden die besten Werte für die Spezifität bei 43 bzw. 44 Grad Winkeländerung erreicht.

Aufgegliedert in Einzelzyklen ergibt dies für:

Zyklus 1:

Die Sensitivität lag zwischen 0,004 und 0,958 mit einem maximalen Wert bei 4 Grad Winkeländerung.

Die Spezifität reichte von 0,002 bis 0,998 mit dem maximalen Ergebnis bei 44 Grad.

Zyklus 2:

Hier wurde die untere Grenze für die Sensitivität bei 0,004 und die obere bei 0,996 markiert, wobei der letztere Wert bei 5 und 6 Grad Winkeländerung lag.

Für die Spezifität ergab sich der Bereich von 0,002 bis 0,998, die Maxima lagen bei 43 und 44 Grad Winkeländerung.

Zyklus 3:

Im letzten Zyklus ergaben sich die Grenzen von 0,042 bis 0,996 für die Sensitivität und zwischen 0,002 und 0,998 für die Spezifität.

Die Maximalwerte lagen bei 5, 6, 7, 8 sowie 9 Grad Winkeländerung (Sensitivität) und bei 43, 44 Grad Winkeländerung (Spezifität).

4.4 LWS-Beweglichkeitsausmaße

4.4.1 Ausmaß der lumbalen Beweglichkeit bei Patienten mit Verdacht auf lumbale Instabilität mittels 3-D SL Messungen

Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit

Für die Auswertung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit konnten in der vorliegenden Studie die in der 3D-SL Messung gewonnen Werte von allen 45 Patienten genutzt werden. Es gab keine Fehlmessungen, d.h. Ausfälle von Untersuchungen oder Fehlwerte.

Tabelle 20 zeigt die Bewegungsausmaße der untersuchten Patientengruppe für die 3D-SL Messung mit Mittelwert und Standardabweichung.

Bewegungsebene	Bewegung	n	MW	SAW
Sagittal	Flexion	45	19,87	11,39
	Extension	45	6,78	8,10
	ROM	45	26,69	13,44
Frontal	Lateralflexion links	45	10,29	5,1240
	Lateralflexion rechts	45	9,67	5,38
	ROM	45	19,96	9,01

Tabelle 20: 3D-Bewegungsanalyse der LWS, 3D-SL, zebris® CMS 70P, Single lumbar, Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit (Bewegungsausmaße in Grad)

Aus der Tabelle wird ersichtlich, dass die Standardabweichung der Extension einen höheren Wert besitzt, als der dazugehörige Mittelwert und gegenüber der Flexionsbewegung einen höheren Grad von Mittelwert zu SAW aufweist.

In dieser Patientengruppe liegt für die 3D-SL Untersuchung ein nicht signifikanter Unterschied der Mittelwerte zwischen Linkslateralflexion und Rechtslateralflexion von 0,62 Grad vor. Die Standardabweichungen verhalten sich umgekehrt mit einem Unterschied von 0,256 Grad. Darüber hinaus ergibt sich für die Linkslateralflexion eine niedrigere Standardabweichung bezogen zum Mittelwert, als für die Rechtslateralflexion. Für die sagittale Bewegungsebene und die Frontalbewegungsebene sind in Abbildung 17 und 18 die ermittelten Bewegungsausmaße aller Patienten der Untersuchung als Boxplots dargestellt.

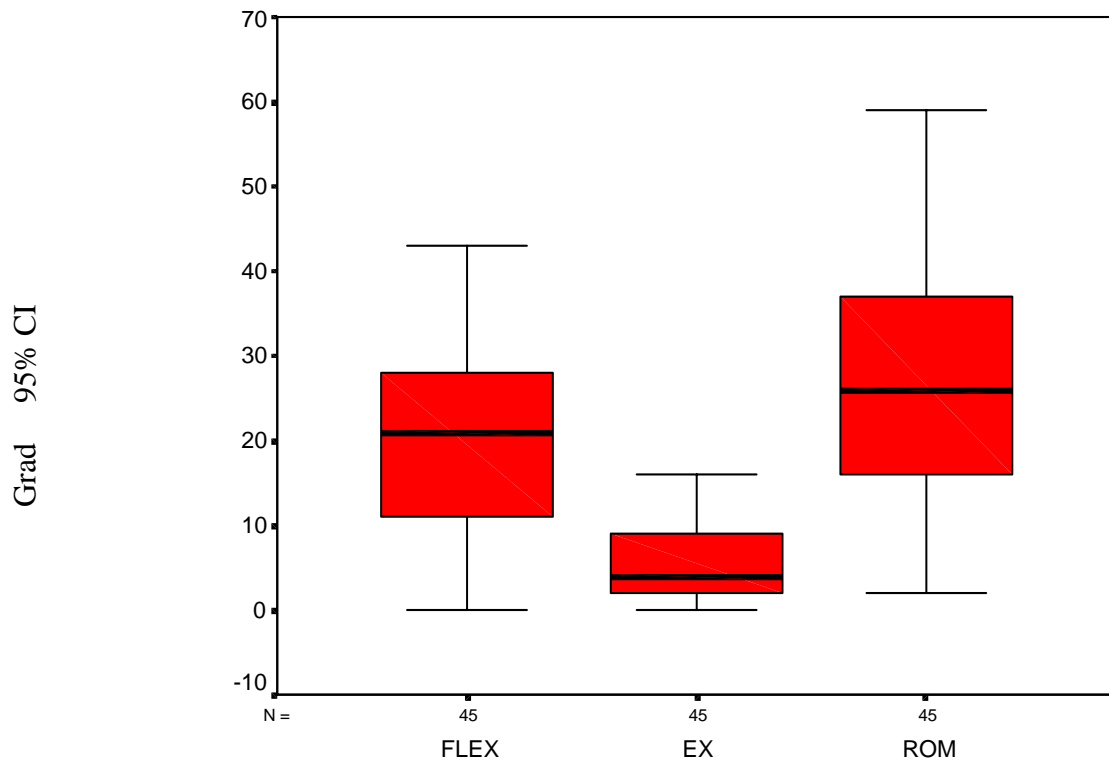


Abbildung 17: 3D-Bewegungsanalyse der LWS, zebris CMS 70P, 3D-SL, LWS-Beweglichkeit: Boxplots, Bewegungsausmaße in der Sagittalebene

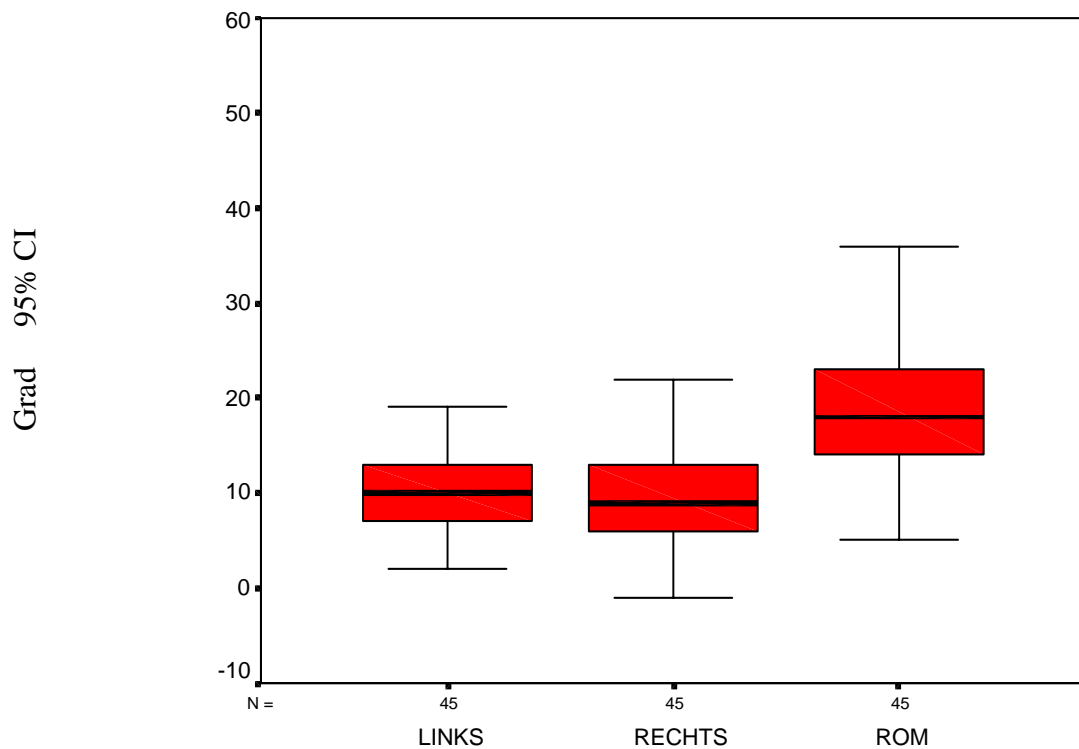


Abbildung 18: 3D-Bewegungsanalyse der LWS, zebris CMS 70P, 3D-SL, LWS-Beweglichkeit: Boxplots, Bewegungsausmaße in der Frontalebene

Intersegmentale Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule

In einer zusätzlichen Detaillierung sollten die ultraschall-gestützten Messergebnisse für die intersegmentale Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule genauer untersucht werden.

Dabei konnten untersuchungsbedingt nur Daten der Wirbelkörperzwischenräume L2/3, L3/4, L4/5 und L5/S1 zur Auswertung kommen.

Tabelle 21 stellt diese Zusammenhänge dar.

Segment	L2/3	L3/4	L4/5	L5/S1	Gesamte LWS
Bewegung					
Flexion	4,3	4,8	5,6	5,1	19,9
Extension	2,4	1,7	-0,2	3,2	6,8
ROM	6,7	6,5	5,4	8,3	26,7

Tabelle 21: intersegmentale Beweglichkeit LWS (in Grad), 3D-SL, Flexion, Extension, ROM, n=45

Die Gesamtbeweglichkeit der LWS nimmt Werte von 19,9 Grad für die Flexion, 6,8 Grad für die Extensionsbewegung und 26,7 für das summierte Bewegungsausmaß an.

Es wird ersichtlich, dass in der Flexionsbewegung die Beweglichkeit zwischen L2 und L3 am niedrigsten (4,3 Grad) und zwischen L4 und L5 mit 5,6 Grad am höchsten ist, bei einem mittleren Bewegungsausmaß von 4,9 Grad.

Im Gegensatz dazu bietet in der Extensionsbewegung hier L5/S1 die größte Beweglichkeit und L4/L5 das geringste Ausmaß. Der Mittelwert liegt bei 1,7 Grad.

Folglich nimmt die ROM für L4/L5 den niedrigsten Wert (5,4 Grad) an und L5/S1 hat ein gesamtes Bewegungsausmaß von 8,3 Grad.

4.4.2 Vergleich der Bewegungsausmaße der 3-D SL mit anderen Messverfahren

Diesem Vergleich dienen aufgrund fehlender Anwenderbeispiele an Patienten lediglich vergleichende Werte zu Messungen mittels anderer Methoden an Probanden.

Außer Acht gelassen wurden Geschlecht, Alter und Konstitution der Patienten.

Ein großen Nachteil beim Vergleich stellen die unterschiedlich untersuchten Bewegungssegmente der Lendenwirbelsäule dar. In den Vergleichsuntersuchungen wurden

die Segmente L1/L2 bis L5/S1 beobachtet, währenddessen bei der 3D-SL lediglich ab dem Segment L2/L3 bis zum Segment L5/S1 gemessen werden konnte.

5. Diskussion

5.1 Bewertung der Reliabilität der 3D-SL

Um Messverfahren beurteilen zu können, bedient man sich verschiedener qualitativer Merkmale und kann sie mit den gleichen Merkmalen anderer Untersuchungen vergleichen.

Ein wichtiges qualitatives Testmerkmal verkörpert die Reliabilität, welche durch den Reliabilitätskoeffizienten sowie obere und untere Grenzwerte eingeschätzt wird.

Für metrische Daten wird zur Reliabilitätseinschätzung üblicherweise der Intra-class-Korrelationskoeffizient (ICC) verwendet. Nach Nitschke et al. 1999 werden hierbei zufällige Fehler eingeschlossen, systematische Fehler zwischen den Datensätzen nicht berücksichtigt. Der Pearson'sche Korrelationskoeffizient kann dagegen zu einer übermäßigen Reliabilitätsbewertung führen und überprüft nur das Ausmaß des Zusammenhanges zwischen den Variablen und nicht die Übereinstimmung (Müller und Büttner 1994).

Der Vorteil der Berechnung des ICC besteht in der Einbeziehung von zufälligen und systematischen Fehlern. Der ICC wird als adäquates Maß zur Beurteilung der Reliabilität betrachtet (Bartko und Carpenter 1976; Deyo et al. 1991; Roebroeck et al. 1993).

Die Einflüsse von systematischen und zufälligen Fehlern (welche sich aus den Unterschieden von Untersuchern und Patienten ergeben) bedingen immer einen Nominalwert für den $ICC < 1$.

Patientenbedingte Fehlerquellen sind beispielsweise Schmerzintensität, anatomische oder funktionelle LWS-Störungen. Des Weiteren spielen untersucher-abhängige Faktoren (Lokalisation anatomischer Strukturen, Positionierung der Einzelmarker, Anweisungen zu Durchführung, Beckenfixierung, Hard-, Softwarebedienung) eine entscheidende Rolle.

Auch zeitliche oder Wiederholungseinflüsse sind genauso wie die Untersucher-Patienten-Interaktion in die Fehlerinterpretation einzubeziehen (Lienert und Raatz 1994).

Nach Deyo et al. 1991; Müller und Büttner 1994; Nitschke et al. 1999 kann der ICC durch eine Vergrößerung der Stichproben verbessert werden.

Bisher lagen Daten zu Reliabilitäten der 3D-SL-Einzelmarkermessung für Probandenuntersuchungen an der Hals- und der Lendenwirbelsäule; (Vogt und Banzer 1997; Bernhardt und Banzer 1998) oder Skoliosepatienten (Asamoah 2000) vor. Bei den genannten Untersuchungen wurde eine exzellente Reproduzierbarkeit und sehr gute bis gute Validität für die 3D-SL zumeist über den ICC bzw. den Pearson'schen Korrelationskoeffizienten nachgewiesen.

Eine weitere Studie (Schmitz et al. 2000) untersuchte das Anteflexionsverhalten der Wirbelsäule bei gesunden Kindern über den Pearson'schen Korrelationskoeffizienten und wies eine exzellente Reliabilität der 3D-SL nach.

Intrasession Reliabilität der Bewegungsmessung bei der gesamten Stichprobe

Insgesamt ergaben sich für die Flexionsbewegung, welche die eigentliche LWS-Hauptbewegung im Alltag darstellt, exzellente Wiederholbarkeit, bis auf das Segment L3/4, in dem die Bewegungsmessung auch sehr gute Reliabilitäten (ICC) aufweist. Auch bei Ermittlung der dazugehörigen 95 %igen Konfidenzintervalle, besteht eine sehr gute Reproduzierbarkeit.

Für die Bewegung der Retroflexion konnte eine gute Wiederholbarkeit für einzelne Segmente (L5/S1) sowie schwache Reproduzierbarkeit für weitere Segmente (L2/L3, L4/5) nachgewiesen werden.

Ein Großteil der Patienten erschien v.a. bei der Retroflexion der LWS mehr schmerzempfindlich als bei der Anteflexion, wobei die Schmerzen oftmals intervallförmig auftraten und durch die Rückwärtsneigung vermehrt auszulösen waren.

Die Literatur (Kapandji 1992) verweist auf die knöcherne Hemmung im Bereich der Wirbelbögen und durch die Anspannung des vorderen Längsbandes in der Dorsalflexion aber auch auf schmerzhafte Interspinalraumeinengung (Sachse und Schildt-Rudloff 2000).

Als weitere Ursachen der Schmerzhaftigkeit der Dorsalflexion sind die permanent kontrahierten Extensoren-Muskeln oder Verspannungen auf der Ventralseite (Psoasverspannung) v.a. bei Spondylolisthesis sowie diskogene und ligamentäre Schmerzsyndrome beschrieben.

In den Lateralbewegungen (Seitneige links und rechts) ergaben sich für die Neigung nach rechts etwas bessere Intra-Class-Correlationen als für die Neigung nach links. Insgesamt handelt es sich bei den ICC-Werten der Lateralflexion um exzellente bis gute Reliabilitäten und für die unteren Grenz-Werte um exzellente bis ausreichende Zuverlässigkeiten.

Eingeschränkte Bewegungsausmaße und unterschiedliche Reliabilitäten für die Lateralflexion ergeben sich aus Funktionsstörungen des lumbosacralen Überganges und der Sakroiliacalgelenke (Sachse und Schildt-Rudloff 2000). Aber auch Skoliosen und verminderte muskuläre Dehnbarkeit (M. quadratus lumborum) kommen ursächlich in Betracht. Nach vorliegenden Literaturangaben gibt es unterschiedliche biomechanische Beschreibungen zur Lage des eigentlichen Bewegungszentrums bei der Lateralflexion, Pennig 2000 sieht das Zentrum der Bandscheibe als Bewegungszentrum, laut Panjabi 1978 verlagert sich das Bewegungszentrum leicht zu der jeweiligen Gegenrichtung. Somit würde eine zusätzliche Bandscheibenschädigung ebenfalls in diesem Bewegungsausmaß o.g. Folgen verursachen können.

Die Lateralbewegungen sind weniger typisch als Alltagsbewegungen wie beispielsweise die Anteflexionsbewegung (Pearcy und Tibrewal 1984), weswegen unter anderem auch die Wiederholbarkeiten unter denen der Anteflexion liegen könnten. Die differenten Ergebnisse können teilweise durch Lerneffekte und Bewegungstereotype ausgeglichen werden.

Beim Vergleich der einzelnen Untersuchungen konnte nachgewiesen werden, dass sich bei der Anteflexionsmessung weniger Abweichungen zwischen den einzelnen Untersuchern ergaben, als bei den Retroflexionen oder den Seitneigebewegungen.

Wie schon von Percy et al. 1985 und Panjabi et al. 1989 festgestellt wurde, sind Begleitbewegungen in der LWS von klinischer und potentiell pathologischer Bedeutung.

Dabei zeigt sich, dass Lateralflexion und Rotation immer synkinetisch auftreten, aber auch die Flexion/ Extension mit Begleitbewegungen einhergehen. In der vorliegenden Studie wurden diese Synergien nicht näher betrachtet, aber aus der Literatur lässt sich ein Zusammenhang der Synergien mit den Reliabilitäten der jeweiligen Hauptbewegungen vermuten (Siwik 2001).

Neben den geschilderten allgemeinen Reliabilitätsuntersuchungen wurde auch die Zuverlässigkeit der Messung bei verschiedenen strukturierten Patientengruppen getestet. Diese wurden hinsichtlich der Einflussfaktoren BMI und LWS-Instabilität unterschieden.

Reliabilitätsuntersuchung der 3D-SL für Subgruppen (unterschiedliche BMI)

In der Literatur finden sich Hinweise, dass Hautverschiebungen und –dehnung in Abhängigkeit der Dicke des Unterhautfettgewebes, also auch in Abhängigkeit des BMI, beachtenswerte Störungen der Messungen darstellen (Vanneuville et al. 1992; Cappozzo et al. 1993).

Diese Art der Unterteilung wurde durch die Annahme getroffen, dass bei Patienten mit hohem Body-Mass-Index, durch starkes Unterhautfettgewebe eine andere Projektion der Oberflächenmarker auf die gewählten anatomischen Landmarken der Dornfortsätze erfolgt. Bei Bewegungen sind damit Messverzerrungen durch übermäßige Verschieblichkeit der Haut sowie der Ultraschallsensoren zu erwarten.

Für die Vergleiche der Zuverlässigkeiten der Untersuchungen von Patienten mit hohem BMI und niedrigem BMI wurden die Anteflexionsbewegungen aufgrund der vorher beschriebenen Eigenschaften (Alltagsbewegung, entsprechende Reliabilität der gesamten Stichprobe) ausgewählt.

Die zu erwartenden Unterschiede bei der Betrachtung der Messmethode an Normalgewichtigen und Übergewichtigen konnten numerisch belegt werden.

Die dargestellten Ergebnisse zeigten für die Stichprobe der Patienten mit niedrigem BMI durchweg bessere Wiederholbarkeiten (ICC, aber auch untere Grenzwerte), als für die Gruppe mit hohem BMI.

Ursachen sind in Messungsgenauigkeit, wie beispielsweise unsicherer, oder falscher Markerpositionierung bei Patienten mit hohem BMI und folglich höherem Fettgewebeanteil gegenüber der Vergleichsstichprobe, als auch in einer größeren Verschieblichkeit der Haut

aufgrund des größeren subkutanen Gewebes und daraus resultierender Markerdislokation zu sehen.

Reliabilitätsuntersuchung für Patienten mit und ohne röntgenologisch nachgewiesener LWS-Instabilität

Die Untersuchung dieser Teilfrage erfolgte vor dem Hintergrund der vermuteten Unterschiede bei Messungen an Patienten ohne, mit diskreter und mit deutlicher LWS-Instabilität, bzw. intersegmentaler Verschieblichkeit.

Für diesen Vergleich wurden ebenfalls die Messungen der Anteflexionsbewegungen herangezogen. Dass die Ergebnisse der Patienten, bei denen im Funktionsröntgen keine LWS-Instabilität nachgewiesen konnte, eine durchweg bessere Zuverlässigkeit widerspiegeln ergibt sich aus den schon zuvor erwähnten anatomisch/ biomechanisch und funktionellen Gesichtspunkten. Es ist bekannt, dass Patienten mit einer nachgewiesenen Instabilität ebenfalls Störungen im disco-ligamentären Bereich, aber auch Skoliosen und Spinalkanaleinengungen aufweisen und somit schmerzhafteste Bewegungseinschränkungen und ausgleichende/ vermeidende Begleitbewegungen oder unsichere, verlangsamte Bewegung die Folge sind (Kapandji 1992; Sachse und Schildt-Rudloff 2000). Diese wiederum zeichnen sich durch eine hohe Variabilität aus und führen somit zu den unterschiedlichen Wiederholbarkeiten in dieser Studie.

Auch die Anzahl der Patienten pro Stichprobe spielt für die Varianz der Messwerte eine gewichtige Rolle.

Es konnten in der vorliegenden Arbeit mit Untersuchungen an insgesamt 11 röntgenologisch bestätigten intersegmental instabilen Patienten nur eine relativ kleine Stichprobe bewertet werden.

Altman formulierte 1999, dass die Größe des Konfidenzintervalls von der Stichprobengröße abhängig ist, woraus sich ableiten lässt, dass die vorliegenden Konfidenzintervalle der ICC bei einem insgesamt größeren Stichprobenumfang besser ausgefallen wären. Dieser Fehler ist jedoch angesichts der angenommenen Varianzhomogenität als gering einzuschätzen.

Das Diagramm Abbildung: 20 kann die Vermutung, dass die „instabilen“ Patienten überzufällig auch der Stichprobe mit dem höheren BMI angehören, nicht sicher mit Argumenten untermauern. Es lassen sich auch aufgrund der zum Teil niedrigen

Stichprobengröße (bei 6 mm-Gleiten - lediglich 1 Patient) keine verlässlichen Rückschlüsse ziehen.

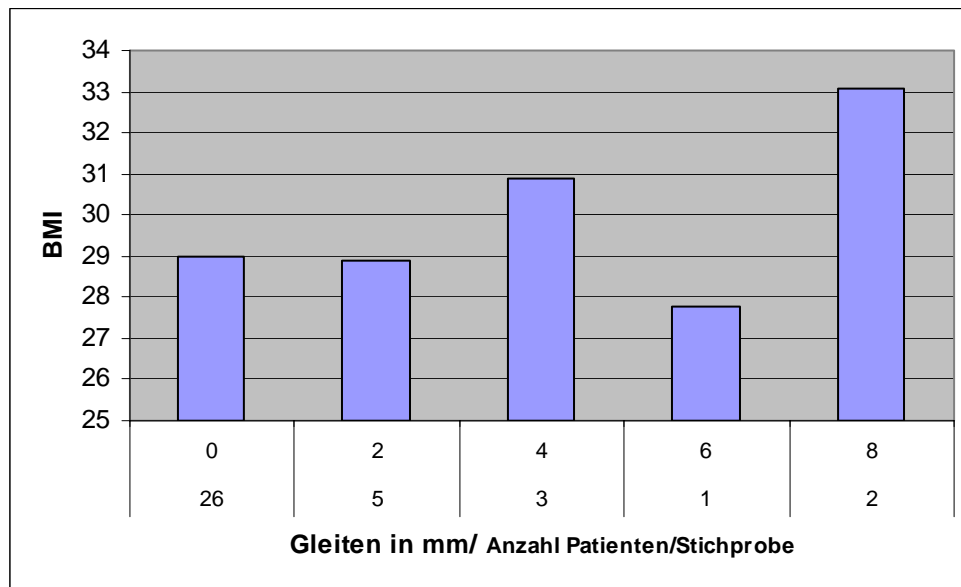


Abbildung 20: intersegmentales Gleiten der Wirbelkörper in Abhängigkeit vom BMI, aufgetragen gegen Anzahl der Patienten und die Stichproben

Im Rahmen der Literaturrecherche zum Vergleich der in dieser Studie erhobenen Werte der Reliabilität bei der 3D-SL an Patienten mit Verdacht auf lumbale Instabilität (Spondylolisthesis) konnte keine ähnlich detaillierte Darstellung oder Voruntersuchung gefunden werden.

Da jedoch Untersuchungen zur Reliabilität der 3D-SL an gesunden Probanden beschrieben sind, wählten wir die Arbeiten von Schreiber et al. 1996; Voigt und Banzer 1997; Siwik 2001 als Vergleichsstudien. Hierbei deckten sich die schon vorbeschriebenen exzellenten bis guten Reliabilitäten der Messungen der 3D-SL in der LWS-Anteflexion mit den Werten der vorliegenden Arbeit. Der Kritikpunkt, dass sich die in einem standardisierten Umfeld erworbene Beweglichkeitsnormwerte und folglich daraus ableitende Reliabilitäten nicht problemlos auf Patienten unserer Stichprobe übertragen lassen, war bekannt. Es ist bekannt, dass bei pathologischen Befunden die Varianz in Vergleich zur gesunden Normpopulation tendenziell steigt, was wieder üblicherweise mit niedrigeren Reliabilitätswerten einhergeht. Es konnte dennoch festgestellt werden, dass ein Großteil der Studienteilnehmer mit ihren spezifischen LWS-Beweglichkeiten und intersegmentalen Beweglichkeiten in einem normwertig definierten Bereich liegen.

5.2 Validitätsuntersuchungen

Um ein Verfahren im klinischen Alltag etablieren zu können, ist es dringend notwendig, die qualitativen Messeigenschaften des untersuchten Verfahrens mit bereits im klinischen Alltag angewandten „Goldstandards“, bzw. unterstützenden Verfahren (Umfelddiagnostik) zu vergleichen.

In dieser Studie dient als Vergleichsuntersuchung der derzeitige „Goldstandard“ in der LWS-Instabilitätsdiagnostik, das sogenannte Funktionsröntgen der LWS.

Weiterhin werden die Klinischen Messungen (Goniometer, Schober), die Visuelle Analogskala (VAS), und der Oswestry-Fragebogen (ODQ) als unterstützende Untersuchungen zum Vergleich herangezogen.

Als die eigentlich zu untersuchende Messmethode wurde die 3D-SL (zebris® Single Lumbar Einzelmarker-Messung) der LWS für die Anteflexion und Retroflexion sowie die ROM herausgefiltert. Es konnten exzellente bis gute Reliabilitäten nachgewiesen werden. Der Untersuchungsaufbau ist am besten mit den oben genannten Verfahren vergleichbar.

Über den Nachweis der Konstruktvalidität der 3D-SL war zum Zeitpunkt der Studie noch nicht berichtet worden (Schreiber et al 1999).

Das Konstrukt besteht in diesem Falle unter anderem in der Annahme, dass die lumbale Bewegung eine Summe der Einzelbewegungen ist.

Es zeigen sich beim Vergleich der 3D-SL zum Funktionsröntgen keine nachweisbaren Korrelationen, was bedeutet, dass die beiden verglichenen Untersuchungen nicht die gleichen Merkmale gemessen haben, sondern sich die Merkmale lediglich ähneln. Es ergibt sich ein Unterschied von der Messung des Wirbelgleitens in mm zur Messung der intersegmentalen Winkeländerung in Grad beim zu untersuchenden Phänomen der lumbalen Instabilität.

Hinsichtlich der Korrelationsprüfung der 3D-SL mit der goniometrischen Untersuchung ergaben sich signifikante Korrelationen, wobei in der vorliegenden Literatur kein sichere Konstruktvalidität für die Goniometer-Messung angegeben ist.

Die modifizierte Schober'sche Messung gilt als zwar ein in sich valides Instrument, jedoch besteht eine ungenügende Validität bei der Beurteilung von Lendenwirbelsäulenfunktions-einschränkungen, v.a. in Flexion im Vergleich zu den Goldstandards (Funktionsröntgen)

(Miller 1992). Daraus resultiert eine eingeschränkte Aussagefähigkeit in bezug auf die Validität der hier untersuchten Methode.

Es ergibt sich in unserer abgeleiteten Untersuchung eine Korrelation für die Anteflexionsbewegung und zeigt somit in bezug zum Schober-Maß eine Gültigkeit.

Bei der Untersuchung der Korrelation zur Visuellen Analog Skala finden sich in der Literatur Aussagen über einen problematischen Nachweis der Validität dieser Skalen (Wilkie 1990, Schreiber 1999).

Somit ist auch der fehlende Korrelationsnachweis in unserer Studie toleranter zu bewerten.

Zusätzlich wurden die Korrelationen der 3D-SL zur Taststiftmessung (3D-PM) geprüft. Für diese Untersuchungsmethode sind v.a. in der Halswirbelsäulenuntersuchung und thorakolumbalen Untersuchung valide Kriterien nachgewiesen worden (Dalichau 1999, Küster 2003).

In unserem Vergleich zeigten sich signifikante Korrelationen in der Anteflexionsbewegung und der Gesamtbewegung (ROM), womit man bei der 3D-SL von einer in sich validen Untersuchung ausgehen kann.

Simultan auftretenden Begleitbewegungen (Pearcy et al. 1984, 1985), welche nach dem eingangs beschriebenen Koordinatensystem immer im rechten Winkel zur jeweiligen Hauptbewegung gemessen werden konnten, finden jedoch nicht nur in einer Ebene statt.

Sie spielen in der klinischen Praxis zwar eine nicht unerhebliche Rolle (Pearcy et al. 1985; Panjabi et al. 1989), v.a. bei Rückenschmerzpatienten sind sie vermehrt als schmerzhafter Bogen zu finden, es gelingt jedoch nur sehr schwer mit der hier untersuchten Methode solche Begleitbewegungen zu filtern und genauer zu analysieren. Zumal der Nachweis problematisch ist, da hierfür momentan kein Goldstandard als Vergleich zur Verfügung steht (Schreiber et al 1999).

5.3 Sensitivität / Spezifität

Sensitivität

Die Erfassung der Sensitivität hat die Intention möglichst geringe aber klinisch bedeutsame und für den therapeutisch weiterführenden Entscheidungsprozeß wichtige Unterschiede zu verifizieren, die geringe Varianz bei wiederholter Durchführung der Untersuchung zu belegen sowie die Korrelation zur Änderung weiterer klinisch relevanter Werte zu bestätigen (Schreiber et al. 1999).

Für die apparative 3D-Bewegungsanalyse (speziell: 3D-SL) stand zum Zeitpunkt der Studie der Nachweis der Sensitivität im wesentlichen noch aus.

Die vorliegende Arbeit sollte möglichst praktikable Ansätze zu einem solchen Nachweis finden.

Die Überprüfung der 3D-SL auf Sensitivität erfolgte über die Anteflexionsbewegung der Lendenwirbelsäule. Als geeignete Vergleichsmethode wurde der „Goldstandard“ der Lendenwirbelsäuleninstabilitäts-Diagnostik, das Funktionsröntgen herangezogen.

Anhand der ermittelten Daten lässt sich allgemein ableiten, dass die Methode bei wenigen Graden (< 7 Grad) segmentaler Winkeländerung zu einer hochsensitiven Methode tendiert. Mit zunehmenden Winkelmaßen ändern sich die Verhältnisse und die Methode wird weniger sensitiv.

Unter Zugrundelegung einer segmentalen Winkeländerung der LWS von 5 Grad in der Anteversionsbewegung erscheint die 3D-SL mit einem Wert von 0,996 hoch sensitiv. Sie erfasst das Zielkriterium der LWS-Instabilität ziemlich vollständig, was bemerkenswert ist.

Spezifität

Auch konnte bisher kein Nachweis zur Spezifität der Methode in der Literatur gefunden werden, sodass in dieser Arbeit ein erster Ansatz zur Eruierung der Spezifität hergestellt werden sollte.

Die Spezifität verfolgt die Aufgabe bei einer Untersuchungsmethode zu beurteilen, ob ausschließlich Patienten mit den fraglichen Zielkriterien erfasst werden.

Die allgemein gültigen Erkenntnisse, dass Sensitivität und Spezifität einer Untersuchungsmethode meist in einem umgekehrten Verhältnis zu einander stehen, konnten in den Ergebnisdaten zur 3D-SL belegt werden.

Die ermittelten Werte zeigen, dass die Spezifität bei niedrigen Winkeländerungen gering ist, sie erhöht sich jedoch mit zunehmenden Winkelgraden. Die Methode neigt also dazu, nicht alle gesunden „Patienten“ als gesund zu erkennen.

Da eine neue Screeningmethode jedoch tendenziell möglichst alle kranken Patienten aus einer fraglichen Stichprobe herausfiltern sollte, wählt man hier niedrigere Winkeländerungen.

In der vorliegenden Arbeit nutzt man die ROC-Kurve für die Beantwortung der Frage nach der Grenze der Erfassung segmentaler Instabilität der LWS in Grad Winkeländerung. Mit der ROC-Kurve lassen sich Spezifität und Sensitivität bei verschiedenen Diskriminanzschwellen ablesen. Dadurch kann ein Referenzbereich für eine bestimmte Spezifität bzw. Sensitivität gewählt werden. (Fletcher 1999).

Anhand der im Ergebnisteil dargestellten ROC-Kurve sollen die Sensitivität und Spezifität für die 3D-SL näher betrachtet werden.

Die aufgetragene Diagonale entspricht einer Zufallsentscheidung und die zu untersuchende 3D-SL tendiert zu einer deutlich besseren Sensibilität und Spezifität.

Da sich die ROC-Kurve aus Spezifität und Sensitivität zusammensetzt, ist sie, ebenso wie ihre Grundgrößen von der Prävalenz unabhängig.

Der Trennwert entspricht näherungsweise dem Wert, für den die geschätzte Wahrscheinlichkeit einer richtigen Diagnostizierung maximal wird. Um jedoch eine Aussage zum Trennwert (hier für die intersegmentale Änderung in Winkelgrad) treffen zu können, ist die Einbeziehung der Prävalenz Voraussetzung.

In der Berechnung und Auswertung der zu untersuchenden Methode der 3D-SL kristallisierten sich die Winkelgradänderungen von 6 und 7 Grad als gleichwertige Trennwerte.

Um jedoch genauere Differenzierungen vornehmen zu können, müssten die entsprechenden Patienten momentan noch der Durchführung der Funktionsradiographie unterzogen werden. Eine alternative Lösungssuche zur genaueren Differenzierung mittels 3D-SL sollte Gegenstand nachfolgender Arbeiten sein.

5.4 LWS-Beweglichkeitsausmaße

Die numerisch ermittelten Daten der 3D-SL für LWS-Beweglichkeitsausmaße an Patienten unter bestimmter klinischer Fragestellung scheinen auf den ersten Blick niedrig oder nicht exakt zu sein. Betrachtet man aber die Fragestellung und die zu untersuchende Patientenstichprobe eingehender, so erkennt man deutliche Parallelen zwischen Bewegungsumfang, klinischer Ausprägung der Erkrankung, aber auch konstitutionellen Faktoren und den ermittelten Daten.

Es scheint eine realistische Beurteilung der LWS-Beweglichkeit bei Patienten mit Verdacht auf oder manifester lumbalen Instabilität durch die 3D-SL vorzuliegen.

Aufgrund bislang in der Literatur fehlender Daten über die Ermittlung von Normwerten der LWS-Beweglichkeit mittels 3D-SL (zebris® CMS 70P) konnten die in dieser Studie vorliegenden Daten nicht mit entsprechenden Werten der Normalpopulation verglichen werden. Des Weiteren wurden die Einschlusskriterien möglichst weit gefasst, um die relevanten Patienten (mit klinischen Verdacht auf eine LWS-Instabilität) mit einzubeziehen. Daraus folgt, dass Patienten mit Schmerzen, funktionellen und anatomischen Störungen, aber auch ältere Patienten in dieser Studie mit untersucht wurden.

Es wird also der Einfluss der Faktoren, welche zu Normabweichungen der LWS-Beweglichkeit führen können, größer und somit die Messung der LWS-Beweglichkeit enger mit Fehlern in der Methode sowie der statistischen Auswertung behaftet.

Für die Praxis bedeutet dies eine Relativierung der Beurteilbarkeit der 3D-SL, da an Patienten, zum Teil mit akuten LWS-Erkrankungen gemessen wurde.

Um jedoch eine Einordnung unserer Ergebnisse durchführen zu können, bedienten wir uns des Vergleiches mit einer ähnlich ansetzenden aktuelle Arbeit zur LWS Bewegungsumfangsmessung mittels zebris® 3D-Bewegungsanalysesystem-Dreifachmarkermessung an gesunden Probanden (Siwik 2001). Die dort erhobenen Normwerte sind mit publizierten Bewegungsausmaßen anderer dreidimensionaler, nichtinvasiver Messverfahren vergleichbar (Tanz 1953, Dopf et al 1994).

Es zeigte sich, dass die in der vorliegenden Arbeit ermittelten Werte für die Anteflexion und Retroflexion einen niedrigeren Wert annehmen als bei der Vergleichsgruppe. In der Links- und Rechtsseitneige stellt sich der Unterschied deutlich geringer dar, ist aber trotzdem nachweisbar.

Da für die Meßmethode 3D-SL die Gütekriterien durchaus nachgewiesen werden konnten und die zu untersuchenden Personen u.a. den Verdacht auf oder gar lumbale Instabilitäten vorweisen, ergibt sich daraus doch eine erhebliche Bewegungseinschränkung aufgrund anatomischer, biomechanischer und funktioneller Faktoren (z.B.: mechanische Blockaden, muskuläre Dysfunktionen, Schmerz, Bewegungsvermeidung usw.).

Ein weiterer interessanter Ansatzpunkt ist die Betrachtung der Range of Motion (ROM), d.h. des gesamten Bewegungszyklus mit Anteflexion und Retroflexion. Wichtig erscheint hierbei der entsprechend geringere Einfluss der Stellung in Neutralposition, da sie bei Einzelbewegungen durch intraindividuelle Abweichungen von selbiger die Bewegungsausmaße unterschiedlich gestalteten würde, aber der Bewegungsumfang relativ gleich bliebe.

Ähnlich formulierten es Dopf und Mitarbeiter 1994, mit der Aussage, dass u.a. Unterschiede in den Messungen wegen des unterschiedlichen Einnehmens der Neutralposition als Ursachen für die geringere Variabilität der ROM im Vergleich zu den Einzelbewegungen anzusehen sind.

5.5 Fehlerbetrachtung zur 3-D SL

Es erscheint wichtig, die auf die Studie wirkenden Einflussfaktoren zu differenzieren und zu bewerten. Grundsätzlich muss man methodenbezogene und patientenbezogene Faktoren in Betracht ziehen.

Patientenbedingte Einflüsse können wiederum physischer, aber auch psychischer Natur sein. Es ist beispielsweise vorstellbar, dass das Körpergewicht in Bezug auf die Körpergröße (BMI = Body-Mass-Index) einen Einfluss auf die Gesamtbeweglichkeit, aber auch auf die intersegmentale Beweglichkeit der Lendenwirbelsäule haben kann. In der vorhandenen Literatur lässt sich hierzu kein einheitlicher Duktus herauskristallisieren.

Der in einigen Studien nachgewiesene Einfluss des Alters (Tanz 1953; Moll und Wright 1971; Moll et al 1972; Fitzgerald et al 1983; Einkauf et al 1987; Beattie et al. 1987; Russell et al. 1993; Dopf et al. 1994; Dvorak et al. 1995; Kelemen et al. 1998) und des Geschlechtes (Tanz 1953; Loebl 1967; Troup et al 1968; Keeley et al 1986; Dvorak et al 1995, 1991 fanden keinen Geschlechtsunterschied), (Macrae und Wright 1969; Moll et al 1972; Battie et al 1987;

Mellin 1989; Burton und Tilotson 1991; Russell et al 1993; Dopf et al 1994) konnten signifikante Geschlechtsunterschiede feststellen) auf die Beweglichkeit der LWS wurde aufgrund fehlender Homogenität und den weitgefassten Auswahlkriterien in der vorliegenden Studie nebensächlich untersucht.

Es zeigte sich bezüglich des Alters keine klare Tendenz, die auf einen Zusammenhang des Alters zum Beweglichkeitsausmaß der LWS hinweist.

Interessant war die Überprüfung der Frage zum Zusammenhang des Geschlechtes zur LWS-Beweglichkeit. Hierbei konnte festgestellt werden, dass die männlichen Patienten in der vorliegenden Arbeit eine etwas bessere Beweglichkeit gegenüber den Frauen boten, wobei die Ergebnisse als signifikante Unterschiede gelten können.

Eine entscheidende Rolle bei der Beeinflussung der Messungen spielt sicherlich die Motivation des Patienten. Sie spiegelt sich unter anderem in der Haltung der Wirbelsäule (Loebl 1967; Mellin 1989), in der maximalen Beweglichkeit der LWS und genauen Ausführung der Bewegungen wider. Es besteht ein starker Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Erkrankung, das heißt der Schmerzhaftigkeit und der persönlichen Motivation.

Auch Positionen der Wirbelsäule, die bei den Patienten unangenehme Empfindungen oder sogar Schmerz auslösten, wurden eher vermieden, obwohl die maximal möglichen Bewegungsumfänge nicht ausgeschöpft waren. Es fielen aber auch bei wenigen Patienten ausgleichende Bewegungen auf, die zwar zu einer Schmerzreduktion führten, aber die Messergebnisse verfälschen konnten.

Methodisch bedingte Einflüsse auf die 3D-SL sind z.B. die in verschiedenen Vorstudien beschriebenen Abhängigkeiten der LWS-Beweglichkeit von der Tageszeit (Adams et al 1987; Wing et al 1992; Russell et al. 1992; Dvorak et al 1995). Sie konnten in der vorliegenden Arbeit nicht berücksichtigt werden, um den patientenzentrierten klinischen Tagesablauf nicht zu stören und kamen daher nicht zur Auswertung und Betrachtung.

Ein weiterer kritischer Punkt, der eher einen methodischen Ursprung hat, ist die exakte Markierung, Positionierung und Fixierung der Ultraschall-Einzelmarker. Dabei spielt die Konstitution der Patienten eine entscheidende Rolle. Mit Zunahme der Schichtdicke des Unterhautfettgewebes steigt die Verschieblichkeit der Haut. Somit waren die zu tastenden

knöchernen Referenzpunkte selbst von versierten klinischen Untersuchern mitunter nur sehr schwierig bestimmbar. Daher kann es möglich sein, dass nicht alle Segmente und anatomischen Referenzen genau erfasst wurden.

Die nachfolgende Fixierung der Einzelmarker und der zuführenden Kabel erfolgte mit einseitigem Klebeband, welches für die Markerfixation durch doppelseitiges Klebeband verstärkt wurde. Durch dieses Procedere können die Patienten bei zu fester Fixierung in ihrer Gesamt- und intersegmentalen Mobilität beeinträchtigt worden sein.

Eine zu lockere Fixierung könnte zu einer erhöhten Verschiebung der Einzelmarkerposition geführt und die Messwerte verfälscht haben.

Zusätzlich bestand die Möglichkeit der Beeinflussung der Testergebnisse durch unerwünschte Beckenbewegungen, lumbale und thorakale Begleit- und Ausgleichsbewegungen. Durch die Untersucher wurde bewusst auf diese Mitbewegungen geachtet die soweit möglich, unterbunden wurden.

Insgesamt waren sich die Untersucher dieser Arbeit der möglichen Fehlerquellen bewusst und haben darauf geachtet, sie zu vermeiden und den methodischen Fehler somit gering zu halten.

5.6 Vergleich des Verfahrens der 3D-SL mit anderen Messmethoden

Tabelle 22 stellt den Vergleich der ermittelten Patientendaten mit aus der Literatur vorliegenden Probandendaten, welche die Normalpopulation darstellen sollen, dar.

Hierbei werden invasive/ nichtinvasive Methoden unterteilt.

Name	Jahr	n	L1/L2	L2/L3	L3/L4	L4/L5	L5/S1	Gesamt LWS
Tanz	1953	In vivo 14	5,6	7,6	8,6	12,2	8,2	42,2
Pearcy et al.(tera)	1984	In vivo 11	13,0	14,0	13,0	16,0	14,0	70,0
Hayes et al.	1989	In vivo 59	7,0	9,0	10,0	13,0	14,0	53,0
Dvorak et Panjabi	1989	In vivo 41	11,9	14,5	15,3	18,2	17,0	76,9
Yamamoto et al.	1989	In vitro 10	10,1	10,8	11,2	14,5	17,8	64,4
vorliegende Studie	2001	In vivo 37	-	6,7	6,5	5,4	8,3	26,7

Tabelle 22: Vergleich der 3D-SL mit anderen Methoden (Literaturangaben), invasive und nichtinvasive Methoden

Vergleich mit invasiven Methoden

Im Vergleich sind die Bewegungsausmaße, die mit invasiven Methoden gemessen wurden, in der Flexions-Extensions-ROM der intersegmentalen Beweglichkeit durchweg größer als bei der zebris®-Einzelmarkermessung (Tabelle 22: Percy et al. 1984; Yamamoto 1989).

In der invasiven Diagnostik, gerade beim Funktionsröntgen, kann das intersegmentale Bewegungsausmaß direkt beurteilt werden. Somit entsteht eine bessere und genauere Beurteilbarkeit der Bewegung der einzelnen Segmente. Außerdem ist eine Differenzierung in Winkelmaßen oder Abständen möglich. In der 3D-SL-Messung wird die Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit über Körperoberflächenmarker erfasst, wobei auftretende Weichteilverschiebungen die Messung stark beeinflussen und somit zu einem größeren, aber auch zu einem kleineren Messwert führen können. Hierbei werden lediglich Winkelmaße abgeleitet.

Eine weitere Fehlerquelle ist die Positionierung der Marker mit der Schwierigkeit der genauen Lokalisation. Eine zu hohe Klebung der Marker bringt einen Teil der Brustwirbelsäulenbeweglichkeit in die Erfassung mit ein und kann somit zu falsch hohen bzw. niedrigen LWS-Beweglichkeiten führen.

Selbst wenn die Markerpositionierung stimmt, ist nicht auszuschließen, dass BWS-Bewegungen (durch die Weichteilverschiebungen) in die Messung mit einfließen.

Die Bewegung der Retroflexion ist im Vergleich zur Flexion nur in geringerem Maße möglich, da die dorso-kaudal gerichteten Wirbelkörperdornfortsätze eine größere Beweglichkeit einschränken (White 1969; Leutert 1992; Kapandji 1992).

Betrachtet man das Krankengut und vergleicht das Funktionsröntgen und die 3D-SL, so ist es nachgewiesen, dass die „kranken“ Probanden der vorliegenden Studie anatomisch bedingt, schmerzbedingt oder funktionsbedingt eine geringere Beweglichkeit der LWS aufweisen wie „normale“ Probanden.

Ähnlich verhält es sich zur Frontalebene, wobei nicht ausgeschlossen werden kann, dass BWS-Bewegungen in die Zielgröße der Untersuchung einfließen.

Untersuchungen hierzu führten White 1969; White und Panjabi 1978; Kapandj 1992; Dvorak et al. 1997 durch, wobei insgesamt daraus abgeleitet wurde, dass der Einfluß der BWS-Störgröße auf die LWS eher als gering einzuschätzen ist. Dadurch sind auch die Abweichungen zu den Sagittalbewegungen etwas geringer.

Außerdem wurde in den invasiven Untersuchungen die LWS von L1 bis S1 untersucht, bei der vorliegenden Studie wurden die Segmente von L2/3 bis L5/S1 einbezogen, was einem Segment weniger entspricht und somit die Gesamtbeweglichkeit grundsätzlich geringer ausfällt.

Yamamoto et al. 1989 führten ihre Messungen unter in vitro Bedingungen durch, somit fällt selbsterklärend eine genauere Ableitung der Bewegungsdaten auf, als beispielsweise bei der hier zu untersuchenden Messmethode.

Vergleich mit nicht-invasiven Messmethoden

Nimmt man die Ergebnisse der nicht- invasiven Meßmethoden, in Tabelle 22, als Vergleich zur vorliegenden Studie, muss man feststellen, dass deren Ergebnisse mit der 3D-SL weniger übereinstimmen als die invasiv gemessenen Werte.

Am ehesten lassen sich diese Abweichungen mit den unterschiedlichen Zusammensetzungen der einzelnen Gruppen erklären.

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich im Gegensatz zu den Vergleichsuntersuchungen zum einen um Patienten, d.h. um Personen mit Schmerzanamnese, funktionellen Störungen, anatomischen Abweichungen und unter dem Verdacht einer Spondylolisthese bzw. einer segmentalen Instabilität im LWS-Bereich.

Die jeweiligen Messungen basieren auf dem gleichen Konzept der Messung über der Körperoberfläche, welche das Bewegungsausmaß der LWS bestimmen soll.

Zum anderen wurde in der vorliegenden Arbeit keine Alters-, Geschlechts-, konstitutionelle Abgrenzung getroffen, sodass Daten aller klinisch in Frage kommender Patienten in die Auswertung und Diskussion eingegangen sind.

Die Beweglichkeit der LWS bei den Vergleichsmessungen liegt zum Teil viel höher, als die der vorliegenden Studie und hat jeweils eine geringere relative Standardabweichung.

Aufgrund der Tatsache, dass die 3D-SL-Studie in oben aufgeführter Form durchgeführt wurde, ergeben sich wegen der oben genannten Probleme diese Bewegungseinschränkungen und die erhöhte Standardabweichung. Diese wiederum liegen zum Teil höher als der nominale Wert, beispielsweise bei Daten der Extensionsbewegung.

6. Schlussfolgerungen

6.1 Beantwortung der Fragestellungen

Welche Intra-rater Reliabilität weist die Bewegungsmessung 3D-SL an der LWS auf?

Die Messungen innerhalb einer Untersuchungssitzung unter Belassung der befestigten Einzelmarker zeigen ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit.

Bei der Bestimmung der Reliabilitäten der 3D-SL (3D-BA zebris® CMS 70P) bei Patienten mit dem Verdacht auf lumbale Spondylolisthesis konnten anhand einer inhomogen verteilten Kohorte für die Anteflexionsbewegung sehr gute bis exzellente Werte ermittelt werden.

Somit kann die Reliabilität als Gütekriterium für die 3D-SL Messung der LWS in Anteflexion durch einen Untersucher als hinreichend erfüllt betrachtet werden.

Damit ist die Voraussetzung für die Prüfung des Gütekriteriums Validität der 3D-SL zebris® CMS 70P für Messungen der LWS-Anteflexionsbewegung gegeben.

Bei Untersuchung der Retroflexionsbewegung und den Seitneigebewegungen konnten exzellente bis schlechte Reproduzierbarkeiten ermittelt werden. Insgesamt stellt sich eine gute Übereinstimmung für diese überwiegend seltener angewendeten Bewegungen dar.

Welche Intra-Rater Reliabilität weist die 3D-SL Bewegungsanalyse der LWS in Abhängigkeit vom Body-Mass-Index auf?

Eine genauere Analyse der Reproduzierbarkeit der 3D-SL in Anteflexion der LWS erbrachte unter dem Gesichtspunkt der körperlichen Konstitution folgende Ergebnisse:

Patienten mit einem höheren BMI hatten durchweg schlechtere Übereinstimmungen der Ergebnisse bei Messungen durch einen Untersucher bei einer Sitzung zu erwarten, als Patienten mit gleicher klinischer Fragestellung, jedoch niedrigerem BMI.

Für Patienten mit hohem BMI ergaben sich sehr gute Reliabilitäten, währenddessen Patienten mit niedrigem BMI exzellente Übereinstimmung präsentierten.

Welche Intra-Rater Reliabilität weist die 3D-SL in Abhängigkeit von der röntgenologisch ermittelten segmentalen Instabilität auf?

Ein weiterer Gegenstand der Studie war die Betrachtung der Reliabilität der 3D-SL in Anteflexion der LWS unter Einbeziehung der klinischen Krankheitsausprägung. Unter Zuhilfenahme des Funktionsröntgen lies sich die Kohorte in zwei Teilgruppen gliedern, die verglichen werden konnten.

Dabei zeigte die Tendenz der nachgewiesenen „instabilen“ Patienten zu einem lediglich guten Maß an Reproduzierbarkeit, währenddessen die nachweislich „stabilen“ Patienten sehr gute Reliabilitätswerte darboten.

Welche Konstruktvalidität weist die 3D-SL im Vergleich zur klinischen Bewegungsmessung, zum Schmerz und zur funktionsbezogenen Lebensqualität auf?

Anhand der in der Fragestellung aufgeführten Untersuchungsmethoden wurde die 3D-SL auf messbare Zusammenhänge untersucht.

In der eigentlichen LWS-Hauptbewegung, der Anteflexion, ließen sich Korrelationen auf einem Niveau von 0,01 zu Goniometer-ermittelten Daten signifikant herstellen. Selbst im Vergleich zu den Schober-Daten kristallisierte sich eine Korrelation auf einem Signifikanzniveau von 0,05 heraus.

Patienten ohne und auch mit Schmerzsymptomatik wiesen keinen signifikanten Zusammenhang mit einer, mittels 3D-SL erfassten Gefügestörung, im Sinne einer segmentalen Instabilität, auf.

Hinsichtlich der Selbsteinschätzung der Patienten im Oswestry-Fragebogen (ODQ) konnten keine Beziehungen zur 3D-SL hergestellt werden.

Selbiges gilt auch für die restlichen Bewegungen der Lendenwirbelsäule, wie der Retroflexion oder den Seitneigebewegungen.

Für die eigentlich interessierende Anteflexionsbewegung der LWS besteht in der Untersuchung der 3D-SL also Gültigkeit auf einem hohen signifikanten Niveau.

Welche Kriteriumsvalidität weist die 3D-SL im Vergleich zur Taststiftfunktionsprüfung und zur Röntgenfunktionsuntersuchung auf?

Zur Bewertung dieser Frage bediente sich die Studie der als valide angesehenen Röntgenfunktionsuntersuchung und der neueren, methodisch wenig erforschten, aber als valide vorbeschriebener Funktionsprüfung mit dem ultraschallbasierten Taststiftsystem.

Im Vergleich mit der Pointer-Mobility-Messung (3D-PM) ergab sich für die 3D-SL in der lumbalen Gesamtbewegung und der pelvicalen Forward-Bewegung Gültigkeit auf einem signifikanten Niveau von 0,05 (2-seitig).

Im Gegensatz dazu, ließen sich zwischen den intersegmentalen Winkeländerungen, die mittels 3D-SL erfasst wurden und den Wirbelkörperverschiebungen, die im Röntgen auffielen, keine signifikanten Beziehungen nachweisen. Das bedeutet, dass anhand des Funktionsröntgen keine Gültigkeit für die 3D-SL festgestellt werden konnte.

Welche Sensitivität weist die 3D-SL im Vergleich zum Goldstandard LWS-Funktionsröntgen auf?

Unter Zugrundelegung einer Differenz von 6 bis 7 Grad intersegmentaler Winkeländerung zeigte die 3D-SL eine Sensitivität von 0,996. Diese hohe Sensitivität ist bemerkenswert und liegt annähernd im Bereich der Sensitivität der Funktionsradiographie bei der Erfassung einer Gefügestörung oder Instabilität in den funktionellen Segmenten der Lendenwirbelsäule.

Mit zunehmenden Grade der Winkeländerung verhält sich die Sensitivität umgekehrt proportional.

Welche Spezifität weist die 3D-SL im Vergleich zum Goldstandard LWS-Funktionsröntgen auf?

Bei einer untersuchten intersegmentalen Winkeländerung von 6 bis 7 Grad, konnte für die Spezifität lediglich ein Wert von 0,204 ermittelt werden. Die Methode erkennt also die wirklich Gesunden nicht vollständig. Bei Betrachtung der Spezifität der zu untersuchenden Methode 3D-SL fiel auf, dass die segmentale Zuordnung bei der 3D-Topometrie ungleich schwieriger und mit mehr Unsicherheiten behaftet ist, im Vergleich zum Funktionsröntgen.

Welches Bewegungsausmaß zeigen Patienten mit V.a. segmentale lumbale Instabilität bei der Messung mit der 3D-SL ?

Für die hier betrachtete Kohorte, d.h. Patienten mit dem Verdacht auf eine segmentale lumbale Instabilität, konnte unter Verwendung der 3D-SL (zebris® CMS 70P) folgendes mittleres Bewegungsausmaß der Lendenwirbelsäule ermittelt werden.

Sagittalebene	Flexion	20 Grad
	Extension	7 Grad
	ROM	27 Grad
Frontalebene	Seitneige nach links	10 Grad
	Seitneige nach rechts	10 Grad
	ROM	20 Grad

Unbeachtet des Alters und des Geschlechtes deutet die große Abweichung der Ergebnisse im Vergleich zu Messungen an gesunden Probanden auf eine Beeinträchtigung des Bewegungsausmaß der LWS aufgrund anatomischer, biomechanischer, schmerzbedingter und funktioneller Faktoren hin.

Wie sind die mittels 3D-SL ermittelten Bewegungsausmaße bei Patienten mit V.a. segmentale lumbale Instabilität im Vergleich zu anderen Messverfahren einzuordnen?

Bisher sind in der Literatur kaum andere Untersuchungsmethoden an bestimmten Patientenkollektiven beschrieben worden. Daher ist es lediglich möglich, einen Vergleich der 3D-SL Messung an Patienten mit den Messungen mittels anderer Methoden, wie beispielsweise Röntgen-Untersuchungen oder CA-6000 an Probanden, vorzunehmen.

Dabei fällt eine große Abweichung der Beweglichkeiten aller Hauptbewegungsrichtungen (Flexion, Extension und Seitneigungen) in der 3D-SL gegenüber den verglichenen Methoden auf.

Insgesamt ist das Bewegungsausmaß stark vermindert, wobei die Hauptursache sicherlich in der bei den Patienten vorliegenden Schmerzsymptomatik und funktionellen Einschränkung begründet liegt.

6.2 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Anhand der Ergebnisse des Vergleichs der 3D-SL mit den in der Literatur beschriebenen Verfahren lässt sich allgemein nachweisen, dass die Methode einen Unterschied des Bewegungsausmaßes zwischen Probanden und Patienten erfasst. Außerdem erkennt die Methode zuverlässig segmentale lumbale Instabilitäten, wobei die segmentale Zuordnung in der Ultraschall-3D-Topometrie schwieriger und mehr möglichen Fallstricken ausgesetzt ist, als in der Standardmethode Funktionsröntgen.

6.3 Perspektiven für mögliche Anwendungen der 3D-Ultraschallbewegungsanalyse

Momentan ist aufgrund der Tatsache, dass die 3D-SL nicht als hochspezifischer Test fungiert und die segmentale Zuordnung schwierig ist, ein vollständiger Ersatz des Funktionsröntgen nicht möglich.

Allerdings könnte die röntgenstrahlungsfreie Untersuchungsmethode der ultraschallgestützten 3D-Topometrie aufgrund ihrer Sensitivität eine Alternative zu strahlenbelastenden Untersuchungen im Rahmen arbeitsmedizinischer Vorsorgeuntersuchungen für ein Screening auf Instabilitäten der Funktionssegmente der LWS, insbesondere bei Frauen und Adoleszenten, darstellen.

Literaturverzeichnis

1. Adams MA, Dolan P, Hutton WC, **Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine**, Spine, 1987; 12: 130-137
2. Alaranta H, Hurri H, Heliövaara M, Soukka A, Hariu R, **Flexibility Of The Spine: Normative Values Of Goniometric And Tape Measurements**, Scand J Rehab Med, 1994; 26 :147-154
3. Altmann DG, Konfidenzintervalle. In: Sackett DL, Richardson WS, Rosenberg W, Haynes RB (Hrsg.) **Evidenzbasierte Medizin**, Zuckerschwerdt Verlag, München Bern Wien New York, 1999; 188-193
4. Andersson GBJ, **Epidemiology features of chronic low-back pain**, Lancet 1999; 354: 581-585
5. Andersson GBJ, **Epidemiology of low-back pain**, Acta Orthop. Scand., 1998; (Suppl 281), 69: 28-31
6. APTA, **Standards for tests and measurements in physical therapy practice**, Phys Ther, 1991; 71:589-622
7. Asamoah V, Mellerowicz H, Venus J, Klöckner C, **Oberflächenvermessung des Rückens. Wertigkeit in der Diagnostik der Wirbelsäulenerkrankungen**, Der Orthopäde, 2000; 29(6); 480-489
8. Battié MC, Bigos SJ, Sheehy A, Wortley MD, **Spinal flexibility and individual factors that influence it**, Phys Ther 1987; 67: 653-658
9. Battié MC, Bigos SJ, Fischer LD, Spengler, DM, Hansson TH, Nachemson AL, Wortley D, **The role of sipinal flexibility in back pain complaints within industry. A prospective study**, Spine, 1990; 15:786-773

10. Bartko JJ, Carpenter WT, **On the methods and theory of reliability**, J Nerv Ment Dis, 1976; 163; 307-317

11. Bernhardt M, Banzer W, **Beurteilung der klinischen Einsetzbarkeit der Ultraschalltopometrie**, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 1998; 49, Sonderheft 1: 199-202

12. Biefang S, Potthoff P, Schliecke F, **Assessmentverfahren für die Reliabilität**, Hogrefe Verlag für Psychologie, Göttingen, 1999

13. Bogduk N, **Klinische Anatomie der Lendenwirbelsäule**, Springer, Berlin, 2000

14. Bogduk N Muskuloskeletal Pain: Toward precision diagnosis. In: Jensen TS, Turner JA, Wiesenfeld-Hallin Z: **Proceedings of the 8th World Congress on Pain. Seattle: IASP Press**, 1997

15. Boline PD, Keating JC, Haas M, Anderson AV, **Interexaminer reliability and discriminant validity of inclinometric measurement of lumbar rotation in chronic low-back pain patients and subjects without low-back pain**, Spine, 1992; 17: 335-338

16. Bombardier C, **Outcome assessment in the evaluation of treatment of spinal disorders**, Spine 25; 2000: 3100-3103

17. Bortz J, Döring N, **Forschungsmethoden und Evaluation**, Springer-Verlag; Berlin Heidelberg New York, 1995 und 2003

18. Brühl-Segendorf C, Obens Th, **Bewegungsanalyse von Rumpf und Wirbelsäule**, in Binkowski H, Hoster M, Nepper HU; Medizinische Trainingstherapie, Sport Consult-Verlag; 1997; 162-177

19. Bühl A, Zöfel P, **SPSS Version 9, Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows**, Addison Wesley Verlag; München, 2000

20. Burton AK, Tilotson KM, **Does leisure sports activity influence lumbar mobility or the risk of low back trouble?**, J Spinal Disord; 1991; 4: 329-336
21. Capozzo A, Calain F, Leardini A, **Skin movement artefacts in human movement photogrammetry**, Intern. Society of biomech., XIV. Congress, Paris; 1993: 238-239
22. Casser HR, Riedel T, Schrembs C, Ingenhorst A, Kühnau D, **Das multimodale interdisziplinäre Therapieprogramm beim chronifizierendem Rückenschmerz**, Orthopäde, 1999; 28: 946-957
23. Cyteval C, Micallef J, Leroux J, Blotman F, Lamarque J, **Comparison of Spinal Range of Motion During Flexion-Extension Using a Three-Dimensional Opto-Electronic System in Healthy Volunteers and Patients with Chronic Low Back Pain**, Eur J Phys Med Rehabil 1996; 6,1: 22-25
24. Dalichau S, Scheele K, Perrey RM, Ellihausen HJ, Huebner J, **Ultraschall-gestützte Haltungs- und Bewegungsanalyse zum Nachweis der Wirksamkeit einer Rückenschule**, Zbl. Arbeitsmedizin 49; 1999: 148-156
25. Dalichau S, **Non-invasive Erfassung der thorakolumbalen Wirbelsäulenform und der posturalen Kapazität von 1347 männlichen Probanden**, 106. Jahrestagung der DGPMR, Jena 2001
26. Deyo RA, Diehr P, Patrick DL, **Peprducibility and responsiveness of health status measures. Statistics and strategies for evaluation**, Control Clin Trials, 1991; 12: 142-158
27. Dopf C, Mandel S, Geiger D, Mayer P, **Analysis of Spine Motion Variability Using a Computerized Goniometer Compared to Physical Examination**, Spine 1994;19, 5: 586-595
28. Dvorak J, Panjabi MM, Novotny JE, Chang DG, Grob D, **Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine**, Spine, 1991b; 16: 943-950

29. Dvorak J, Vaida C, Grob D, Panjabi MM, **Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender**, Eur Spine J, 1995; 4: 18-23

30. Dvorak J, Panjabi M, Chang D, Theiler R, Grob D, **Functional Radiographic Diagnosis of the lumbar Spine, Flexion-Extension and Lateral Bending**, Spine 1991; 16: 562-571

31. Dvorak, **Manuelle Medizin**, Thieme Verlag; Stuttgart, 1997

32. Einkauf DK, Gohdes ML, Jensen GM, Jewell MJ, **Changes in spinal mobility with increasing age in women**, Phys Ther, 1987; 67: 370-375

33. Ensink FB, Saur P, Frese K, Seeger D, Hildebrandt J, **Lumbar Range of Motion: Influence of Time of Day and Individual Factors on Measurements**, Spine 1996; 21, 11: 1339-1343

34. Ewert T, Cieza A, Stucki G, **Die ICF in der Rehabilitation**, Phys Med Rehab Kuror, 2002; 12: 157-162

35. Esola M, McClure P, Fitzgerald K, Siegler S, **Analysis of Lumbar Spine and Hip Motion During Forward Bending in Subjects With and Without a History of Low Back Pain**, Spine 1996; 21: 71-78

36. Fairbank J, Davis S, O'Brien JP, **Oswestry-Low-Back-Pain-Disability Questionnaire** Physioth., 1980; 66:271-273

37. Fletcher RH, Fletcher SW, Wagner EH: **Klinische Epidemiologie**, Ullstein 1999

38. Fitzgerald GK, Wynveen KJ, Rheault W, Rothschild B, **Objectiv assesment with establishment of normal values for lumbar spinal range of motion**, Phys Ther, 1983; 63: 1776-1781

39. Freiwald J, **Was kann man durch biomechanische Verfahren messen und welche Aussagen sind gerechtfertigt?** , iddiag-symposium 8./9.März 2002 Nottwill: 3
40. Frobin W, Brinckmann P, Leivseth G, Biggemann M, Reikeras O, **Precision measurement of segmental motion from flexion-extension radiographs of the lumbar spine**, Clin Biomechan 11; 1996: 457-465
41. Gomez T, Beach G, Cooke C, Hruday W, Goyert P, **Normative database for trunk range of motion, strength velocity and indurance with Isostation B-200 Lumbar Dynamometer**, Spine, 1991 ; 16 : 15-21
42. Gracovetsky S, Newman N, Pawlowski M, Lanzo V, Davey B, Robinson L, **A Database for Estimating Normal Spinal Motion Derived From Noninvasive Measurements**, Spine1995, 20, 9: 1036-1046
43. Gracovetsky S, Kary M, Levy S, Ben Said R, Pitchen I, Helie J, **Analysis of spinal and muscular activity during flexion/extension and free lifts**,Spine,1990; 15: 1333-1339
44. Gracovetsky S, Farfan H, **The optimum spine**, Spine,1986; 11: 543-573
45. Greene WB, Heckman JD, **The clinical measurement of joint motion**. AAOS, Rosemont, 1994
46. Gregersen CG, Lucas DB, **An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine**, J Bone Joint Surg (Am), 1967; 49-A: 247-262
47. Hayes MA, Howard TC, Gruel CR, Kopta J, **Roentgenographic evaluation of lumbar spine flexion/extension in asymptomatic individuals**, Spine,1989; 14: 327-331
48. Jäger J, Wirth CJ, **Praxis der Orthopädie**, 3.Auflage, Thieme, Stuttgart, 2001

49. Johnston MV, Keith RA, Hinderer SR, **Measurement standards for interdisciplinary medical rehabilitation**, Arch Phys Med Rehabil, 1992; 73: S3-S23
50. Kapandji JA, **Funktionelle Anatomie der Gelenke**, 3. Auflage, Hippokrates- Verlag, Stuttgart, 2001
51. Keeley J, Mayer TG, Cox R, Gatchel RJ, Smith J, Mooney V, **Quantification of lumbar function, part 5: Reliability of range of motion measures in the sagittal plane and an in vivo torso rotation measurement technique**, Spine, 1986; 11: 31-35
52. Kelemen J, Eichhorn M, Ovenhausen K, Lorensen W, Müller W, **Reliabilitäts- und Validitätsstudien mit dem Triflexometer, einer neuen Methode zur Bestimmung von Form und Beweglichkeit der Wirbelsäule**, Rehabilitation, 1998; 37: 78-84
53. Kienbacher Th, Saradeth T, Lukacs, P, **Quantifizierung der Behinderung beim chronischen Kreuzschmerz (CLBP)**, Phys Rehab Kur Med, 1995; 5
54. Kohles et al, **Functional Restoration Treatment**, Spine 1990; 15, 12: 1319-1324
55. Krömer JF, **Stellenwert der Funktions-Computertomographie in der Begutachtung der Halswirbelsäulen-Beschleunigungsverletzung sowie Beurteilung der allgemeinen und posttraumatischen Halswirbelsäulenbeweglichkeit mit dem Zebris-Bewegungsanalysesystem CMS 100**, Dissertation 2001, Hohe Medizinische Fakultät der Ruhr-Universität Bochum
56. Küster M 2003, **Dreidimensionale Ultraschalltopometrie der Wirbelsäule und Maximalkraftmessung der Rumpfmuskulatur bei Jugendlichen**, Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 2003; 54 (12): 352-354
57. Layher F, Sander K, **Der Einfluss der Wirbelsäulenmarkierung auf die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei der 3-D Bewegungsanalyse**, Biometrische Technik, 38 Ergänzungsband, 1993; 369-370

58. Leclaire R, Esdaik J, Jequier J, Hanley J, Rossignol M, Bourdouxhe M, **Diagnostic Accuracy of Technologies Used in Low Back Pain Assessment –Thermography, Triaxial Dynamometry, Spinoscopy, Clinical Examination**, Spine 1996; 21, 11: 1325-1331

59. Leutert G, Bewegungssystem. In Bertolini R, Leutert G, Rother P, Scheuner G, Wendler D (Hrsg.) **Systematische Anatomie des Menschen**. Ullstein Mosby Verlag 1992; Berlin: 38-163

60. Lewitt K, **Mauelle Medizin**. Barth Verlag; Heidelberg, 1997

61. Lienert GA, Raatz U, **Testaufbau und Testanalyse**. Beltz, Psychologie-Verl.-Union, Weinheim 1994

62. Loebl WY, **Measurement of spinal posture and range of movement**, Ann Phys Med, 1967; 9: 103-110

63. Loney PL, Stratford PW, **The prevalence of low back pain in adults. A methological review of the literature**, Phys Ther, 1999; 79: 384-396

64. Lurie J, **A review of generic health status measures in patients with low back pain**, Spine 25; 2000: 3125-3129

65. Macrae IF, Wright V, **Measurement of back movement**, Ann Rheum Dis, 1969; 28: 584-589

66. Malmstrom EM, Karlberg M, Melander A, Magnus M, **Zebris versus Myrin: a comparative study between a three-dimensional ultrasound movement analyse and an inclinometer/compass method: intrader reliability, concurrent validity, intertester comparison, intratester reliability, and intraindividual variability**, Spine, 2003, Nov 1; 28 (21): E 433-440

67. Maniadakis N, Gray A, **The economic burden of back pain in the UK**, Pain, 2000; 84: 95-103

68. Mannion A, Troke M, **A comparison of two motion analysis devices used in the measurement of lumbar spinal mobility**, Clin Biomech, 1999; 14: 612-619
69. Marras WS, Fattalah F; **Accuray of the three dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristic**, Int. J. Indust. Ergon, 1992; 9; 75-87
70. Mayer RS, Chen I, Lavender Sa, Trafimov JH, Andersson GBJ, **Variance in the measurement of sgittal lumbar spine range of motion among examiners, subjects and instruments**, Spine, 1995; 20: 1489-1493
71. Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, Mooney V, **Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range of motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients**, Spine, 1984; 9: 588-595
72. Mayer TG, Kondraske G, Brady Beals S, Gatchel R, **Spinal Range of Motion- Accuracy and Sources of Error with Inclinometric Measurement**, Spine 1997; 22, 17: 1976-1984
73. Mc Graw KO, Wong SP, **Forming inferences about some intraclass correlation coefficients**, Psychological Methods, 1996; 1: 30-46
74. MUL: Medizinische Universität Lübeck, **Workshop zur Chronifizierung von Rückenschmerzen**, 2001; Lübeck
75. Mellin G, **Comparison between tape measurements of forwrd and lateral flexion of the spine**, Clin Biomech, 1989; 4: 121-123
76. Miller SA, Mayer T, Cox R, Gatchel RJ, **Reliability problems associated with the modified schöber technique for true lumbar flexion measurement**, Spine, 1992; 17: 345-348

77. Moll JMH, Liyanage SP, Wright V, **A objective clinical methode to measure spinal extension**, Rheum Phys Med, 1972; 11: 293-312
78. Moll JMH, Wright V, **Normal range of spinal mobility, an objective clinical study**, Ann rheum Dis, 1971; 30: 381-386
79. Müller R, Büttner PA, **Critical discussion of intraclass correlation coefficients**, Stat Med, 1994; 13: 2465- 2476
80. Nachemson AL, **Back Pain- A scientific enigma in the new millenium**, Phys Rehab Kur Med, 2001; 11: 2-8
81. Nachemson A, **Neck and Back Pain**, Williams & Wilkins, Philadelphia 2000
82. Natalis M, König A, **Nichtinvasive, akkurate und reliable Messung der Halswirbelsäulenbeweglichkeit mittel ultraschallgestützter 3-D Echtzeit-Bewegungsanalyse**, Ultraschall in der Medizin 1999; 20: 70-73
83. Niethard FU, Pfeil J, **Orthopädie**, Thieme; Stuttgart 2003
84. Nitschke JE, Nattrass CL, Disler PB, Chou MJ, Ooi KT, **Reliability of the American Medical Association guides model for measuring the spinal range of motion. Its implication for whole-person impairment rating**, Spine, 1999; 24: 262- 268
85. Okawa A, Shinomiya K, Komori H, Muneta T, Arai Y, Nakai O, **Dynamic Motion Study of the Whole Lumbar Spine by Videofluoroscopy**, 1998; 23, 16: 1743-1749
86. Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T, Crisco J, **How does posture affect coupling in the lumbar spine?**, Spine, 1989; 14: 1002-1011
87. Percy MJ, Portek I, Shepard J, **The effect of low-back pain on lumbar spine movements measured by three-dimensional x-ray analysis**, Spine, 1985; 10: 150-153

88. Percy MJ, Portek I, Shepard J, **Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine**, Spine, 1984; 9: 294-297
89. Percy MJ, Tibrewal SB, **Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography**, Spine, 1984; 9: 582-587
90. Pennig L, **Hals- und Lendenwirbelsäule in Biomechanik und Pathologie**, Pflaum München; 2000
91. Petrovitch A, Schreiber TU, Pfeleiderer S, Behrendt W, Smolenski U, Kaiser WA, **Korrelation funktionsmorphologischer Untersuchungsbefunde mit Daten zur Lebensqualität bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen**, 41. Tagung für Arbeitsmedizin, Erlangen 2001
92. Petrovitch A, Schreiber TU, Pfeleiderer S, Assmann D, Kaiser WA, Smolenski U, Kalf R, **Evaluierung der Ultraschall-3D-Topometrie (ZEBRIS) im Vergleich zur Funktionsradiographie der Lendenwirbelsäule**, P 29, 41. Tagung für Arbeitsmedizin, Erlangen 2001
93. Pfeifer K, Banzer W, Bernhardt M, **Mehrdimensionale Funktionsanalyse der Wirbelsäule**, in Ilg, Hubert (Hrsg.) Gesundheitsförderung, Köln 1997
94. Radoschewski m, Bellach BM, **Der SF-36 im Bundes-Gesundheits-Survey. Möglichkeiten und Anforderungen der Nutzung auf Bevölkerungsebene**, Gesundheitswesen, 61; 1999: 191-199
95. Raspe HH, Kohlmann T, **Die aktuelle Rückenschmerzepidemie**, Ther Umsch, 1994; 51: 367-374
96. Raspe H, **Back Pain**, In. Silman, Hochberg AJ, Epidemiology of the Rheumatic Diseases. Oxford Univ Press, Oxford 1993, 457-469
97. Resch KL, **Rückenschmerzen,: Wer soll das bezahlen?**, Phys Rehab Kur Med 10; 2000: M36

98. Roebroeck ME, Harlaar J, Iankhorst GJ, **The application of generalizability to reliability assessment: An illustration using isometric force measurements**, Phys Ther; 1993; 73: 386-395
99. Roland M, Fairbank J, **The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire**, Spine. 2000; 25: 3115-3124
100. Rowe P, Salter P, Paul JP, **Three-dimensional lumbar spine kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 6+ years**, Rheumtaology, 2000; 39: 1337-1340
101. Russell P, Percy MJ, Unsworth A, **Measurment of the range and coupled movements observed in the lumbar spine**, Br J Rheumatol, 1993: 32: 490-497
102. Sachse J, Schildt-Rudloff K, **Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung der Lendenwirbelsäule**, 4. Auflage , 2000, Urban und Fischer, Stuttgart
103. SarafowaA, Uhlemann C, **Reliabilität klinischer Wirbelsäulenbewegungsmaße bei Probanden**, Gemeinsamer Kongress der DGPMR und ÄMM Jena, 2000
104. Saur P, Ensink FB, Frese K, Seeger D, Hildebrandt J, **Lumbar Range of Motion: Reliability and Validity of the Inclinator Technique in the Clinical Measurement of Trunk Flexibility**, Spine 1996; 21, 11: 1332-1338
105. Sander K, Layer F. Disse U, **Dreidimensionale Bewegungsanalyse von Wirbelsäulen mit Hilfe des Meßsystems CMS 100**, Biomedizinische Technik, 1993; 38 Ergänzungsband: 335-336
106. Schmitz A, Prange S, Wallny TH, Jäschke H, Schumpe G, Schmitt O, **Erfassung des Anteflexionsverhaltens bei Schulkindern mittels Ultraschalltopometrie**, Ultraschall in Med 2000; 21: 128-131
107. Schober, **LWS und Kreuzschmerzen**, Münch Med Wochenschr 1937; 84: 336

- 108.Schochat T, Jäckel WH, **Rückenschmerzen aus epidemiologischer Sicht**, Manuelle Medizin, 1998; 35: 48-54
- 109.Schreiber TU, Anders C, **Klinische Relevanz einer 3-D-Darstellung der Wirbelsäulenkantur**, 1998; Poster
- 110.Schreiber U, **Computerisiertes Meßsystem (zebris CMS 50) zur Bewegungsanalyse bei Patienten mit low back pain**, in Scholle HC, Struppler A, Freund HJ, Heftner H, Schumann NP (Hrsg.) Motodiagnostik-Mototherapie II. Universitätsverlag Jena, 1994; 209-217
- 111.Schreiber TU, Anders C, **Interraterreliabilität einer dreidimensionalen Kanturmessung der Wirbelsäule**, Phys Rehab Kuror Med, 1998a; 8: 160
- 112.Schreiber TU, Anders C, Uhlemann C, Bak P, Smolenski U, Scholle HC, **Mobility of lumbar spine recorded by a dreidimensional motion analysis in patients with low back pain and controls**, In: Vleeming et al. Interdisciplinary World Congress on low back and pelvic pain, The most effective role for exercise therapy, manual techniques, surgery and injection techniques ECO Rotterdam, 1998b; 446-451
- 113.Schreiber U, Brockow T, Smolenski U, Callies R, **Reliabilitätsuntersuchungen von dreidimensionaler Bewegungsanalyse und Myotonometrie**, Phys Rehab Kur Med, 1996; 6: 148-149
- 114.Schreiber U, Brockow T, Kaufhold A, Scholz K, Goldhahn S, Smolenski U, **Coupling patterns of lumbar spine and pelvic in low back pain patients measured by computerized 3-dimensional motion-analysis**, In: Vleeming et al. Proceedings of the 2nd Interdisciplinary World Congress on low back pain, 1995; San Diego: 834

- 115.Schreiber TU, Anders C, Kankaanpää M, Uhlemann C, Bak P, Smolenski U, Scholle HC, Airaksinen O, Hänninen O, **Schmerz und segmentale lumbale Beweglichkeit-Teilauswertung aus einer Vergleichsstudie von Rückenschmerzpatienten und Schmerzfreien**, 1999, Poster
- 116.Schreiber TU, Smolenski UC, Seidel EJ, **3-dimensionale Bewegungsanalyse zur Funktionsbeurteilung der Halswirbelsäule- Messverfahren und Reliabilität**, Phys Med Rehab Kuror, 2001a; 11: 113-122
- 117.Schreiber TU, Bak P, Müller W, Ziegenthaler H, Smolenski U, **Funktionelles Assessment am Bewegungssystem**, Phys. Rehab. Kuror. Med. ,1999; 9: 110- 121
- 118.Schreiber TU, Petrovitch A, Grimme A, Will T, Uhlemann C, Smolenski U, **Functional health status in low back pain patients**, Poster, 2001
- 119.Schreiber TU, Petrovitch A, Will T, **Vergleich von 3D-Bewegungsanalysen und Röntgenfunktionsaufnahmen bei Patienten mit Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule**, Phys Med Rehab Kuror, 11; 2001b: 151
- 120.Schumacher J, Brähler E: **Prävalenz von Schmerzen in der deutschen Bevölkerung**, Schmerz 1999, 13: 375-384, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1999
- 121.Schumpe G, Hofmann P, Rössler H, **Problematisierung bei der Verlaufskontrolle von Skoliosepatienten**, Z. Orthop., 122; 1984: 243-254
- 122.Seichert N, Baumann M, Senn E, Zuchriegel H, **Die Rückenmaus- Ein analog-digitales Meßgerät zur Erfassung der sagittalen Rückenkontur**, Phys Rehab Kur Med, 1994; 4: 35-43
- 123.Shrout PE, Fleiss JL, **Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability**, Psychological Bulletin, 1979; 86: 420-428
- 124.Siewert JR, **Chirurgie**, Springer; Berlin, Heidelberg 2001

- 125.Siwik J, **Überprüfung der Reliabilität des 3D-Bewegungsanalysesystems zebris®CMS70P unter Verwendung von Dreifachmarkern zur Messung der Lendenwirbelsäulenbeweglichkeit**; Dissertationsarbeit, Friedrich-Schiller-Universität Jena, 2001

- 126.Smolenski UC, Endres G, Schreiber TU, **3-dimensionale Bewegungsanalyse der Halswirbelsäule mit dem System zebris- Standardisierung der Untersuchungsbedingungen**, Phys Rehab Kur Med ,1998; 8: 22-24

- 127.Smolenski UC, Endres G, Bocker B, **Untersuchung der Halswirbelsäulenbeweglichkeit mittels Bewegungsfunktionsanalysesystem zebris und Winkelmessung**, Manuelle Medizin 2003; 41(5): 365-373

- 128.Steffen T, Rubin RK, Baramki HG, Antoniou J, Marchesi D, Aebi M, **A new technique for measuring lumbar segment motion in vivo, Method, accuracy, and preliminary results**, Spine; 1997; 22:156-166

- 129.Steidel J, **Ökologisches Stoffgebiet**, 11. Auflage, Jungjohann, Neckarsulm und Stuttgart; 1993: 179

- 130.Tanz SS, **Motion of the lumbar spine : A roentgenologic study**, AJR, 1953; 69: 399-412

- 131.Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, Hough Ein, Backe E, **A new normative database of lumbar spine motion**, Clin Rehabil, 2001; Aug;15(4):371-9

- 132.Troup JDG, Hood CA, Chapman AE, **Measurements of the sagittal mobility of the lumbar spine and hips**, Phys Med, 1968; 9: 308-321

- 133.Uhlemann C, Schreiber TU, Sarafowa A, **Reliabilität klinischer Wirbelsäulenbewegungsausmaße bei Probanden**, Phys Rehab Kur Med, 2001; 165-170

134. Vanneuville G, Poumarat G, Vacheron J, Ferry B, **Measurement of spine movement from external markers**, Intern. Society of biomechan. XIV. Congress, Paris; 1993: 1400-1401

135. Vogt L, Banzer W, **Reproduzierbarkeit thorakaler und lumbaler Wirbelsäulenbewegungen mit der 3-D-Ultraschalltopometrie**, Phys Rehab Kur Med, 1997; 7: 21-25

136. Vogt L, Banzer W, **Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking**, Gait and Posture, 1999; 9: 18-23

137. Wagenhäuser FJ, **Degenerative Erkrankungen der Wirbelsäule**; Thieme Verlag, Stuttgart, 2000

138. Ware JE, **SF-36 health survey update**, Spine 25; 2000: 3130-3139

139. White AA, Panjabi MM, **The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge**, Spine, 1978; 3: 12-20

140. Wilkie D, Lovejoy N, Dodd M, Tesler M. **Cancer pain measurement: concurrent validity of three tools**, Hospice Jounrl 1990;6 (1): 1-13

141. Williams R, Binkley J, Block R, Goldsmith Ch, Minuk T, **Reliability of the Modified-Modified Schöber and Double Inclinator Methods for Measuring Lumbar Flexion and Extension**, Phys.Ther., 1993; 73, 1: 33-44

142. Wing P, Tsang I, Gagnon F, Susak L, Gagnon R, **Diurnal changes in the profile shape and range of motion of the back**, Spine, 1992; 17: 861-766

143. Yamamoto I Panjabi MM, Crisco T, Oxland T, **Tree-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint**, Spine 1989; 14: 1256-1260

144. Youdas J, Suman VJ, Garrett TR, **Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve**, JOSPT, 1995; 21: 13-20

145.zebris® Medizintechnik GmbH, **Meßsystem zur 3D-Bewegungsanalyse CMS 70P,**
Technische Daten und Bedienungsanleitung, Isny/Tübingen, 1999

146.zebris® Medizintechnik GmbH, **Winspine 1.38 für Windows.**
Bedienungsanleitung, Isny/Tübingen, 2000

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, daß

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie der Herstellung des Manuskriptes unterstützt haben: (Professor Dr. Smolenski, Dr. Schreiber, Dr. Bak),
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistung von mir für Arbeiten erhalten haben, die in Zusammenhang mit der vorgelegten Dissertation stehen
- und ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Saalfeld, am 01.12.2004

Torsten Will

Danksagung

Für die Vergabe des Themas, die mannigfaltige Unterstützung sowie die stets konstruktive Zusammenarbeit während der Anfertigung der Arbeit möchte ich mich bei Herrn Prof.

U. Smolenski, Direktor des Institutes für Physiotherapie der Friedrich-Schiller-Universität Jena, recht herzlich bedanken.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Dr. P.Bak und Herrn Dr. T.U. Schreiber für die wertvollen Anregungen sowie die hilfreiche Betreuung während der Durchführung des experimentellen Teils und bei der Zusammenfassung der Ergebnisse sowie dem Erstellen des Manuskriptes.

Für das große Verständnis und die hilfreiche Unterstützung in den vergangenen Jahren bedanke ich mich ganz herzlich bei meiner Familie insbesondere bei meiner Frau, bei unserem Sohn und bei meinen Eltern.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Torsten Will
Geburtstag und –ort: 08.09.1975 in Saalfeld/ Saale
Dienststellung: Assistenzarzt Unfallchirurgie
Thüringenkliniken Saalfeld/Rudolstadt
Privatanschrift: Stauffenbergstraße 84, 07318 Saalfeld

Schulbildung

01.09.1982 – 31.07.1991 Polytechnische Oberschule (POS) Saalfeld
01.09.1991 – 06.05.1994 Gymnasium
25.06.1994 Abitur

Berufsausbildung

10/1995 - 7/1997 Vorklinisches Studium an der Friedrich-Schiller-Universität
Jena
10/1997 - 4/2001 Klinisches Studium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
4/2001-3/2002 Praktisches Jahr/ Thüringenklinik Saalfeld
17.04.2002 Prüfung 3. Staatsexamen
07/2002-12/2003 Arzt im Praktikum/ Thüringenklinik Saalfeld
01/2004 Erteilung der Approbation
seit 01.01.2004 Tätigkeit als Assistenzarzt Unfallchirurgie Thüringenkliniken
Saalfeld-Rudolstadt GmbH

Promotion:

seit 2001
Thema: „Evaluierung der Ultraschall-3D-Topmetrie
(zebris®) im Vergleich zur Funktionsradiographie der Lenden-
wirbelsäule“

Institut für Physiotherapie der Friedrich-Schiller-Universität
Jena, Professor Smolenski

Saalfeld, am 01.12.2004

Torsten Will